

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-189770

(43)Date of publication of application : 22.07.1997

(51)Int.Cl. G01T 1/161  
G01T 1/24

(21)Application number : 08-291085

(71)Applicant : NEOPROBE CORP

(22)Date of filing : 14.10.1996

(72)Inventor : THURSTON MARLIN O  
OLSON KARL W

(30)Priority

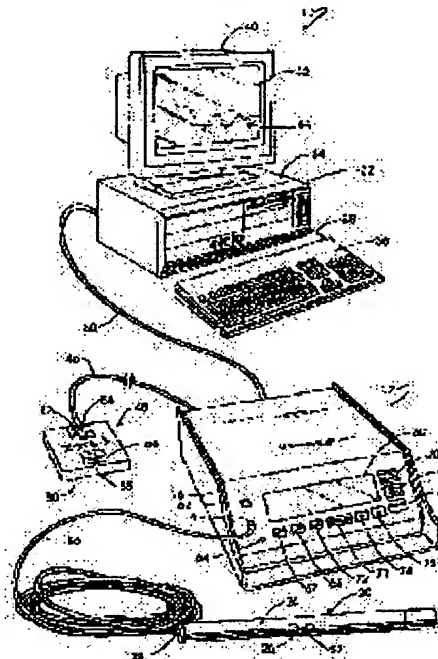
Priority number : 95 543032 Priority date : 13.10.1995 Priority country : US

## (54) SYSTEM FOR DETECTING AND LOCATING PHOTON RADIATION SOURCE

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To locate a high concentration sentinel lymph node by tracking and scanning a radioactive substance in a lymphoduct using a small handheld probe.

**SOLUTION:** A small handheld probe 20 connected through a cable 18 with a controller 12 detects colliding radiation by means of a crystal detector and produces a count output signal. Piezoelectric switches 26, 27 are driven manually by a doctor and a specific amplitude current signal corresponding to a switch voltage signal is delivered to the applying power supply of the controller 12. Radioactive substance in a lymphoduct is tracked and scanned using the probe 20 and driving 26 and then the position of lymphoduct is determined while observing a graphic display 44. Furthermore, it is driven 27 in the vicinity of a sentinel lymph node and a squelch process is performed until that small region is determined. More specifically, an audible tone is generated when the probe 20 is present on a small region in relation to a threshold value, i.e., the level of radiation counter, and the tone disappears even if the probe 20 is deviated slightly. Consequently, a small circle of tone generating region is obtained and a sentinel lymph node is located. The count at that moment is determined on a display 42 and recorded.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

(11)特許出願公開番号

特開平9-189770

(43)公開日 平成9年(1997)7月22日

### 技術表示箇所

$$\mathbf{Z}$$

審査請求 未請求 請求項の数24 FD (全 44 頁)

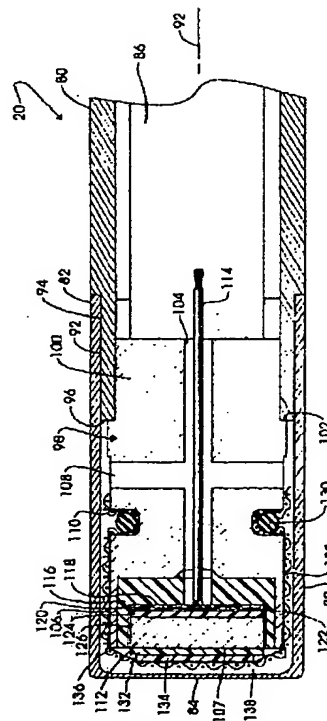
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光子放射源を検出し位置を特定するシステム

(57) 【要約】

【課題】 前哨リンパ節を他のリンパ節より識別する性能を向上させる。

【解決手段】 リンパ管内の放射性物質を追跡しその濃度が高い前哨リンパ節の位置を特定するのに適したシステム。手により駆動可能な二つのスイッチを有する小型の直線的な手持ち式のプローブが使用される。追跡工程に於いては、プローブはグラフィックス表示を観察することによりリンパ管の位置が判定されるようスキャンされる。プローブが前哨リンパ節の領域に近付くと、プローブのスイッチが駆動され、小さいリンパ節の領域が判定されるまで一連のスケルチ工程が行われる。プローブのスイッチはプローブの前置増幅器電源に予め設定された電流レベルを与える。これらのレベルが弁別器により検出され、エミュレート信号が発生される。殺菌可能な遠隔スイッチがスケルチ工程の閾値レベル増大機能を果たす。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】体内の組織より放射される光子の放射源を検出しその位置を特定するシステムにして、ハウジングと、前記ハウジング内に前向きに配置され衝突する放射線に应答して対応する検出器出力を発生する結晶検出器と、前記検出器に隣接して前記ハウジング内に配置され印加電源が存在するときには前記検出器出力に应答してカウント出力信号を出力導線に与える増幅段と、前記ハウジングに設けられスイッチ電圧信号を発生するよう駆動可能な少なくとも一つの圧電スイッチと、前記印加電源と接続された出力端子を有し前記スイッチ電圧信号に应答して前記印加電源に所定の振幅の電流信号を与える電流出力回路とを有する手持ち操作型のプローブと、前記プローブより離れた位置に配置された制御組立体であって、機能入力が発生するよう駆動可能な少なくとも一つの機能選択スイッチと、前記印加電源を出力する電源回路網と、前記カウント出力信号を受けこれを評価してカウント対応信号を発生する入力回路網と、与えられる出力信号に应答して認識可能な出力を発生する出力部材と、前記機能入力及び前記カウント対応出力に应答してそれらに対応する前記出力信号を発生するプロセッサと、前記印加電源の電流レベルに应答しそれに対応するモニタ出力を与えるモニタ用増幅段と、前記電流信号の存在に対応する前記モニタ出力に应答し前記機能入力に対応するエミュレート信号を発生すると共に前記プロセッサに前記認識可能な出力を発生させるレベル比較回路とを有する制御組立体と、前記プローブと前記制御組立体との間に接続され、前記出力導線を前記入力回路網と接続すると共に前記電源回路網よりの前記印加電源を前記プローブの前記増幅段へ伝達する細長い可撓性を有するコネクタ組立体と、を含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項 2】請求項 1 のシステムに於いて、前記電流発生回路は前記スイッチ電圧信号に应答する入力端子を有する電圧比較器であることを特徴とするシステム。

【請求項 3】請求項 1 のシステムに於いて、前記制御組立体のモニタ用増幅段は前記電流レベルに应答し与えられたレベルのモニタ電圧信号として前記モニタ出力を与える増幅器を含んでいることと、前記レベル比較回路は前記与えられたレベルが予め設定された閾値レベルを越えると前記モニタ電圧信号に应答して比較出力を発生するようになっており、また前記エミュレート信号を発生するパルス形成回路網を含んでいることと、含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項 4】請求項 3 のシステムに於いて、前記プロセッサは予め設定された基本カウント時間に亘り前記カウント対応信号をカウントすることにより前記機能入力に应答して基本カウントを出力し、統計学的に意味のある値だけ前記基本カウントを増大させてカウン

ト閾値レベルを発生し、また前記プロセッサは前記カウント対応信号が前記閾値レベルを越えるときには前記出力信号を発生することと、前記出力部材は聴覚的に認識可能な出力を発生するよう構成されていることと、を含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項 5】請求項 1 のシステムに於いて、前記プローブはそれぞれ第一及び第二のスイッチ電圧信号を発生するよう駆動可能な第一の前記圧電スイッチ及び第二の前記圧電スイッチを含み、前記電流発生回路は前記第一及び第二のスイッチ電圧信号に应答してそれぞれ第一及び第二の所定の振幅の第一及び第二の電流信号を前記印加電圧に与えるよう構成されていることと、前記制御組立体はそれぞれ第一及び第二の機能入力が発生するよう駆動可能な第一及び第二の前記機能選択スイッチを含んでいることと、前記モニタ用増幅段は前記第一の電流信号に应答して第一の前記モニタ出力を発生し、前記第二の電流信号に应答して第二の前記モニタ出力を発生するよう構成されていることと、前記レベル比較回路は前記第一のモニタ出力が或る閾値レベルよりも高い振幅値を有し且つ前記第二のモニタ出力が前記閾値よりも高い振幅値を有するときには出力 L を発生する第一の比較器を含んでいることと、前記レベル比較回路は前記第二のモニタ出力がより高い値よりも高い振幅値を有するときには出力 H を発生する第二の比較器を含んでいることと、前記出力 L 及び前記出力 H に应答し、前記第一の圧電スイッチの前記駆動に対応して第一の弁別出力を発生すると共に前記第二の圧電スイッチの前記駆動に対応して第二の弁別出力を発生する弁別回路と、前記第一の弁別出力に应答して前記第一の機能入力に対応する第一の前記エミュレート信号を発生すると共に、前記第二の弁別出力に应答して前記第二の機能入力に対応する第二の前記エミュレート信号を発生するエミュレータ回路網と、を含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項 6】請求項 5 のシステムに於いて、前記弁別回路は三つの安定な状態 a、b、c を有し前記安定な状態にあるときはノーイベント出力状態を有する非同期基本モードの弁別回路であり、前記弁別回路は前記出力 H が発生することなく前記出力 L が発生すると前記ノーイベント出力状態について前記状態 a より前記状態 b に変化し、前記状態 b に於いて前記出力 H が発生することなく前記出力 L が終了すると前記状態 b より前記状態 a に変化して前記第一の弁別出力を発生するよう構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項 7】請求項 6 のシステムに於いて、前記弁別回路は前記安定な状態 b にあるときには前記出力 L 及び前記出力 H に应答してノーイベント出力状態にて前記安定

な状態cに変化し、前記出力L及び前記出力Hが終了したときには前記状態cより前記状態aへの変化にตอบสนองして前記第二の弁別出力を発生することを特徴とするシステム。

【請求項8】請求項5のシステムに於いて、前記弁別回路は前記安定な状態bにあるときには前記出力L及び前記出力Hにตอบสนองしてノーイベント出力状態にて前記安定な状態cに変化し、前記安定な状態cにあるときには前記出力Lの終了にตอบสนองして前記安定な状態cを維持することを特徴とするシステム。

【請求項9】請求項5のシステムに於いて、前記弁別回路は前記安定な状態bにあるときには前記出力L及び前記出力Hにตอบสนองしてノーイベント出力状態にて前記安定な状態cに変化し、前記安定な状態cにあるときには前記出力Hの終了にตอบสนองして前記安定な状態cを維持することを特徴とするシステム。

【請求項10】請求項5のシステムに於いて、前記弁別回路は前記安定な状態aにあるときには前記出力Lがない状況に於ける前記出力Hにตอบสนองしてノーイベント出力状態にて前記安定な状態cに変化することを特徴とするシステム。

【請求項11】請求項5のシステムに於いて、前記弁別回路は前記安定な状態aにあるときには前記出力L及び前記出力Hにตอบสนองしてノーイベント出力状態にて前記安定な状態cに変化することを特徴とするシステム。

【請求項12】前哨リンパ節の位置を特定し識別するシステムであって、光子放射線を放射する放射性物質がリンパ液と共にリンパ管に沿って前記前哨リンパ節へ向けて移動するよう腫瘍性組織の部位に与えられるシステムにして、

ハウジングと、前記ハウジング内に配置され外向きに配置された面を有し、前記光子放射線にตอบสนองして対応するカウント出力を発生する結晶検出器とを有する手持ち操作型のプローブと、

前記カウント出力を受け該カウント出力のエネルギーレベルを評価してカウント対応信号を出力する入力回路網と、所定の時間に亘り前記カウント対応信号をコンパイルして一連の計数率値を発生する処理回路網とを有する制御組立体と、

前記計数率値にตอบสนองし、前記リンパ管に沿って前記プローブが往復経路に沿って移動されることに対応する時間を横軸として前記計数率値を振幅として示すビジュアルグラフィック出力を発生するディスプレイ組立体と、を含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項13】請求項12のシステムに於いて、前記制御組立体の処理回路網はまず第一の時間前記カウントに対応する信号をコンパイルして第一の計数率の増分値を出力するよう構成され、前記第一の計数率の増分値は前記第一の時間よりも長い第二の時間コンパイルされ、これにより前記ビジュアルグラフィック出力を発生するた

めの前記計数率値が与えられることを特徴とするシステム。

【請求項14】請求項13のシステムに於いて、前記処理回路網は前記第一の時間に対応する連続的な所定の時間毎に前記計数率値を更新することを特徴とするシステム。

【請求項15】請求項14のシステムに於いて、前記更新された各計数率値は前記第一の時間毎に前記ディスプレイ組立体に一つのピクセルとして表示されることを特徴とするシステム。

【請求項16】請求項12のシステムに於いて、前記処理回路網は一様に重み付けされた移動平均フィルタとして構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項17】前哨リンパ節の位置を特定するシステムであって、光子放射線を放射する放射性物質がリンパ液と共にリンパ管に沿って前記前哨リンパ節へ向けて移動するよう腫瘍性組織の部位に与えられるシステムにして、

ハウジングと、前記ハウジング内に前向きに配置され方向指示軸線に垂直に支持された外向き面を有し該外向き面に衝突する放射線にตอบสนองして対応する検出器出力を発生する結晶検出器と、前記検出器に隣接して前記ハウジング内に配置され印加電源が存在するときには前記検出器出力にตอบสนองしてカウント出力信号を出力導線に与える増幅段と、前記ハウジングに設けられスイッチ電圧信号を発生するよう駆動可能な圧電スイッチと、前記印加電源と接続された出力端子を有し前記スイッチ電圧信号にตอบสนองして前記印加電源に所定の振幅の電流信号を与える電流出力回路とを有する手持ち操作型のプローブと、前記プローブより離れた位置に配置された制御組立体であって、計数率閾値入力信号を発生するよう駆動可能な範囲スイッチと、前記印加電源を出力する電源回路網と、前記カウント出力信号を受けこれを評価してカウント対応信号を発生する入力回路網と、与えられる第一の出力信号にตอบสนองして聴覚により認識可能な出力を発生する第一の出力部材と、計数率値にตอบสนองして前記計数率値及び時間に対する振幅を示すビジュアルグラフィック出力を発生する第二の出力部材と、前記計数率閾値入力信号及び前記カウント対応出力にตอบสนองして計数率閾値に基づく前記第一の出力信号を選択的に発生し、また前記カウント対応出力にตอบสนองしてカウント対応信号を発生すると共に所定の時間に亘り前記カウント対応信号をコンパイルして前記第二の出力部材に与えられる一連の前記計数率値を発生するプロセッサと、前記印加電源の電流レベルにตอบสนองしてモニタ出力を与えるモニタ用増幅段と、前記電流信号の存在に対応する前記モニタ出力にตอบสนองし前記計数率閾値入力信号に対応するエミュレート信号を発生すると共に前記プロセッサを前記エミュレート信号にตอบสนองさせるレベル比較回路とを有する制御組立体と、前記プローブと前記制御組立体との間に接続され、前記

出力導線を前記入力回路網と接続すると共に前記電源回路網よりの前記印加電源を前記プローブの前記増幅段へ伝達する細長い可撓性を有するコネクタ組立体と、ことを特徴とするシステム。

【請求項 1 8】請求項 1 7 のシステムに於いて、前記制御組立体のモニタ用増幅段は前記電流レベルにตอบสนองし与えられたレベルのモニタ電圧信号として前記モニタ出力を与える増幅器を含んでおり、前記レベル比較回路は前記与えられたレベルが予め設定された閾値レベルを越えると前記モニタ電圧信号にตอบสนองして比較出力を発生するようになっており、また前記エミュレート信号を発生するパルス形成回路網を含んでいることと、含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項 1 9】請求項 1 8 のシステムに於いて、前記プロセッサは予め設定された基本カウント時間に亘り前記カウント対応信号をカウントすることにより前記計数率閾値入力信号にตอบสนองして基本カウントを出力し、統計学的に意味のある値だけ前記基本カウントを増大させてカウント閾値レベルを発生し、また前記プロセッサは前記カウント対応信号が前記閾値レベルを越えるときには前記第一の出力信号を発生することと、前記出力部材は聴覚的に認識可能な出力を発生する構成されていることと、を含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項 2 0】請求項 1 7 のシステムに於いて、前記制御組立体の処理回路網はまず第一の時間前記カウントに対応する信号をコンパイルして第一の計数率の増分値を出力するよう構成され、前記第一の計数率の増分値は前記第一の時間よりも長い第二の時間コンパイルされ、これにより前記ビジュアルグラフィック出力を発生するための前記計数率値が与えられることを特徴とするシステム。

【請求項 2 1】請求項 2 0 のシステムに於いて、前記処理回路網は前記第一の時間に対応する連続的な所定の時間毎に前記計数率値を更新することを特徴とするシステム。

【請求項 2 2】請求項 2 0 のシステムに於いて、前記更新された各計数率値は前記第一の時間毎に前記ディスプレイ組立体に一つのピクセルとして表示されることを特徴とするシステム。

【請求項 2 3】前哨リンパ節の位置を特定するシステムであって、光子放射線を放射する放射性物質がリンパ液と共にリンパ管に沿って前記前哨リンパ節へ向けて移動するよう腫瘍性組織の部位に与えられるシステムにして、ハウジングと、前記ハウジング内に配置され方向指示軸線に垂直に支持された外向き面を有する結晶検出器組立体とを有し、前記外向き面に衝突する前記放射線にตอบสนองして対応するカウント出力を発生する手持ち操作型のプローブと、

前記カウント出力にตอบสนองして該カウント出力に対応する計数率値を発生する制御組立体であって、スケルチ時間に亘り前記カウント出力をコンパイルして最初のスケルチ閾値計数率値を発生し、しかる後前記計数率値が前記スケルチ閾値計数率値を越えると聴覚により認識可能な出力を発生し、閾値トリム信号にตอบสนองして前記最初のスケルチ閾値計数率値を変更し、しかる後前記スケルチ閾値計数率値の変更された値を出力する制御組立体と、前記制御組立体より離れた位置に配置可能であり、前記制御組立体と信号伝達可能に接続されたスケルチトリム組立体であって、前記閾値トリム信号を発生する手動的に駆動可能な少なくとも一つのスイッチを含むスケルチ値トリム組立体と、を含んでいることを特徴とするシステム。

【請求項 2 4】請求項 2 0 のシステムに於いて、前記回転アクチュエータはシャフトエンコーダであることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】本発明は、体内の組織より放射される光子の放射源を検出しその位置を特定するシステムに係り、更に詳細には腫瘍の転移の検査に使用されるに適したシステムに係る。

【0 0 0 2】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】腫瘍の転移や拡散の有無の検査が癌患者に対し有効な治療を行うための主要な決定因子になっている。研究により、新たに診断された腫瘍を有する患者の約 3 0 % が臨床的に検出可能な転移を示すことが判っている。臨床的には転移がないと見做される残りの 7 0 % の患者のうちの約半分は局所的な腫瘍治療のみによって完治可能である。この点に関し、1 9 8 1 年に出版された「Cancer Biol. Rev.」（第 2 号）の第 2 3 5 頁に記載された「Pattern of Metastasis in Human Malignancies」（Sugarbaker, E.V. 著）を参照されたい。他の半分の患者は最終的には明瞭になる臨床的に不明瞭な（検出されない）微小転移を有する。

【0 0 0 3】腫瘍の転移に対するリンパ系の関与が広範囲に亘る研究の主題になっており、また十分に確立されている。リンパ系は毛細血管床に於いて形成される組織液の循環や変更及び細胞小片や異物の単核食細胞による除去を含む哺乳類の体の相互に関連する種々の機能に関与する広く分散された組織、流体、細胞として存在する。またリンパ系はリンパ球や他の細胞の免疫応答の形成に血管系と共に深く関与している。リンパ液は臓器や組織の力動の種々の認識されているメカニズムの結果としてリンパ系内に流れる。癌によっては、リンパドレナージの結果として生じる転移により、関連するリンパドレナージ領域内の一般に「前哨リンパ節」と見なされる幾つかのリンパ節に腫瘍性細胞がもたらされる。黒色腫

の如き幾つかの癌は、体の種々の部分より出発する種々のリンパドレナージパターンを示すことが観察されている。また乳癌の如き他の癌は幾分か予測可能なリンパ節の関与を示す。従って癌の治療法の設計に於いては、疾患したリンパ節の同定に努力が払われている。黒色腫の場合には、微小転移に対するリンパ節の関与の程度の評価と共に関連するドレナージ領域、即ち所属リンパ節を同定することが従来より行われている。黒色腫に関する検査手術の約20%に於いて採用される予備工程はガンマ線カメラによりリンパシンチグラフィを生成することであり、このシンチグラフィはテクネチウム99-m ( $^{99m}\text{Tc}$ ) にて標識されたイオウコロイドを注射すべき腫瘍部位やそれより隔置された関連する所属リンパ節に於ける放射性領域を示す大まかな二次元的に制限されたイメージを医者に与える。後者の情報は少なくともドレナージの経路及び適正なドレナージ領域の位置を確認する。次いで所属リンパ節が除去され、病理学的検査に付される。

【0004】乳癌の如き癌の場合には、関与するリンパ節の領域は一般に腋窩リンパ節の領域、乳リンパ節の領域、鎖骨下リンパ節の領域である。これらのうち腋窩リンパ節の領域が乳癌よりの局部転移の主要な部位であり、患者の約40%は腋窩リンパ節への転移を示す。癌に対する初期の治療法に於いては、かかる腋窩リンパ節が治療の一形態として除去されていた。しかし現在では関与が確実であるか否かが治療ではなく診断の主題になっている。腋窩への転移の存在及び程度の組合せが乳癌患者の処置に対する唯一の最も重要な予後因子を与える。この点に関し、1993年にアメリカ合衆国、ペンシルベニア州、フィラデルフィア所在の J.P. Lippincott Co. より出版された「Cancer, Principles and Practice of Oncology」の第1巻、第4編 (DeVita, Jr. 他編集) の第40章 (Harris他著) を参照されたい。

【0005】腋窩は上側に於いては腋窩静脈により、側部に於いては広背筋により、前側中央に於いては鋸筋により境界が郭定される三角形の領域である。より最近の診断法によれば、ドレナージ領域を示すと考えられる腋窩の実質的に全ての腋窩リンパ節が分析の目的で外科手術中に除去される。一般に10乃至30個のリンパ節が切開の過程に於いて除去され、従って危険である。これらのリンパ節は一般に外被組織、即ち脂肪組織により囲まれており、従ってそれらを視覚化することが制限される。上述の如き切開は長い胸神経、背面の胸神経、胸動脈に通ずる神経、腋窩静脈を切断してしまう虞れがある。場合によっては所属リンパ節の除去に起因して病的状態が生じることがあり、患者は手術後に腕領域の痺れを訴えることが多いことが知られている。

【0006】この幾分か過激的な腋窩リンパ節切除法は転移に対するリンパ節の関与を判定する一般的な方法になっているが、過激性が低い腋窩リンパ節検査法は病期

判定や患者の管理に関する等価な情報を与え、しかも従来の方法に比して遥かに切開及びその結果の傷が小さい。

【0007】皮膚黒色腫の場合について病期判定するための患者管理はリンパ系の関与の判定に基づく。特に腫瘍の位置、腫瘍の厚さ、拡散の程度、成長パターンを含む多数の因子が癌の予想に関係しており、腫瘍に関与している所属リンパ節の同定が特に重要である。一般に病巣のドレナージ領域内の転移リンパ節を外科的に切除することが癌の治療や癌の制御に対する唯一の効果的な処置であると考えられている。研究者のなかには病巣に関連する臨床的に明瞭な腫瘍性リンパ節のみを切除しようとする人もいれば、不明瞭な（臨床的に検出不可能な）転移が存在する虞れがあるので正常であると思われる場合にもリンパ節を切除しようとする人もいる。リンパ節を選択的に切除すべきが否か、或いはリンパ節の切除が適当な治療法であるか否かについて従来より研究者によって広く討論されている。選択的なリンパ節の切除は、腫瘍の程度が低い比較的初期段階に於いてリンパ節の転移を処置するという主要な利点を有する。他方かかる方法は患者に不要であるかもしれない外科手術を行う虞れがある。特に患者が第一期の癌を呈している場合には、リンパ節の転移は存在せず、従って外科的にリンパ節を切除しても何等の利益も得られない。

【0008】比較的最近になってMorton等が関連するリンパドレナージ領域内にて黒色腫の部位に最も近いリンパ節を同定するよう構成された検査法を研究した。最も直接的なドレナージ経路にあるかかるリンパ節は、最初に転移が生じやすい部位であり、「前哨リンパ節」と呼ばれる。かくしてかかる前哨リンパ節に対してのみ限られた切開を行いそれを病理学的に分析することにより、少なくとも最初に過激的なリンパ節切除に頼ることなく病期判定を行うことができる。この方法によれば、例えばリンパシンチグラフィにより病巣よりのドレナージ領域が同定されると、一次病巣の外科手術による除去時に生体染色剤を用いた皮膚黒色腫の探査が行われる。例えば青色の生体染色剤が病巣の部位に注射され、それが前哨リンパ節に到達するまで余り感じない程度の切開により追跡される。この段階に於いては前哨リンパ節は青色を呈し、容易に同定される。かくして各一次黒色腫の前哨リンパ節が隔離され除去される。例えば通常使用されるヘマトキシリン-エオシン組織病理学的方法や迅速な免疫組織化学的方法を使用する凍結断面により前哨リンパ節を検査することにより、前哨リンパ節に微小転移の兆候を示す患者のみがその後のリンパ節切除に回付される。この点に関し、1992年Arch. Surg. (第127号) の第392頁～第399頁に記載された「Technical Details of Intraoperative Lymphatic Mapping for Early Stage Melanoma」(Morton D., Wen D-R, Wong J他著)、及び1993年に出版された J. Nucl Med



(第34号)の第1435頁～第1440頁に記載された「Lymphoscintigraphy in High-Risk Melanoma of the Trunk: Predicting Draining Node Groups, Defining Lymphatic Channels and Locating the Sentinel Node」(R.F. Uren他著)を参照されたい。

【0009】またMorton等の方法は、乳癌の病期判定に於いて一般的な幾分か過激な腋窩リンパ節切除を穏やかなものにするためにも使用されている。胸の一次腫瘍よりリンパドレナージ系に上述の生体染色剤を使用することにより、過激性の低い前哨リンパ節に基づく方法も腋窩の病期判定や局所制御に十分である。この方法によれば、一般に青色の生体染色剤が乳房及びその周囲の胸部柔組織に注射される。比較的短い時間が経過した後、腋窩の毛が生えている領域のすぐ下方に於いて横断方向の切開が行われる。青色に染められたリンパ節に通じるリンパ管が同定されるまで感じない程度の切開が行われる。青色をなすリンパ管は最も近いリンパ節、即ち前哨リンパ節の位置まで延在する案内経路を与える。その前哨リンパ節が切除され検査される。この方法には青色のリンパ管(染色剤を含む破損したリンパ管の疑いもある)を追跡するという専門的な仕事に関連するかなりの外科的経験や能力が要求されるが、腫瘍のない前哨リンパ節を同定し得ることにより、外科医は転移のない乳癌患者を過激な切除の危険に曝すことなく患者の病期判定を正確に行うことができる。またこの方法は病理学者が少ない数のリンパ節に集中することができるようにすることによって組織学的病期判定を改善する。この点に関し、1994年にJ.B. Lippincott Companyより出版された「Aimalsof Surgery」(第220巻、第3号)の第391頁～第401頁に記載された「Lymphaic hfa pping and Sentinel Lymphadenectomy for Breast Cancer」(Guiliano, A.E., Kirgan, B.M., Guenther, J. M., Morton, D.L. 著)を参照されたい。

【0010】また転移に対するリンパ節の関与は結腸癌の如き他の全く異なる形態の癌に於ける研究の主題でもある。これは放射線に応答する手持ち式のプローブを用いることによって行われる。1988年11月8日付にて発行された米国特許第4,782,840号には、結腸の腫瘍の位置を特定するための核医学の方法が記載されている。特にこの米国特許には、腫瘍の位置を特定し識別し除去するための方法であって、外科医が放射性的部位を検出するために使用する放射線検出プローブとの組合せにて放射性標識された抗体を使用する方法が記載されている。検出プローブが放射性標識された抗体に近付けられるので、一部には放射線伝播の逆2乗則が適用されることにより潜在的な腫瘍部位より放射される僅かな放射線も検出可能になる。この方法はRIGS法として知られており、RIGSは本願出願人であるアメリカ合衆国オハイオ州、ダブリン所在のネオプローブ・コーポレーションの登録商標である。RIGSシステムは病

期判定の検査のための関与したリンパ節をユニークに同定するものであることが判っている。例えば1989に出版された「Surg. Gynecol. Obstet.」(Nieroda, C. A. 他著、第169(1)巻、第35頁～第40頁)を参照されたい。このRIGSリンパ節検査法は1995年1月24日付にて発行された米国特許第5,383,456号に記載されている如きより一層害の少ない工程にも使用される。

【0011】RIGSシステムの一つの特徴として、統計学的方法を用いて関与したリンパ節又は腫瘍の位置が特定される。この方法によれば、例えば5秒間に亘り患者の大動脈に於いて放射線のバックグラウンドの計数率が求められる。次いでマイクロプロセッサを含む制御システムが統計学的に意味のある値、例えば基本計数率の予め設定された数の標準偏差を演算し、統計学的に意味のある閾値としての放射線計数率レベルを求める。この範囲特定工程は外科医により「スケルチング」と呼ばれている。RIGSシステムはかかる閾値レベルとの関連で作動することにより、手持ち式プローブの前端窓に間近に隣接する位置に腫瘍に関与する部位が存在する可能性が高いことを示す聴覚音を外科医に与える。

【0012】例えば1989年1月31日付にて発行された米国特許第4,801,803号に記載されている如きRIGSに基づく装置が腫瘍や病巣よりのリンパ管ドレナージを検出し探査するために使用されてよい。更に他の方法によっては検出不可能な腫瘍の位置を特定し得よう装置をプリセットするために従来より使用されているスケルチング工程が前哨リンパ節に対する案内として使用されてよい。しかし制御装置及びそれと共に使用される標準的な手持ち式のプローブは極く僅かなレベルの放射線しか含まない他の用途に対して設計されたものである。RIGSに基づく装置はかかる非常に低いレベルの放射線について作動することにより、不明瞭な

(多くの場合非常に小さい)腫瘍の部位に存在する標識された抗体の位置を特定した。これに対し前哨リンパ節の位置特定に使用される放射性物質は比較的強度(計数率)が高いものであることが多い。従って装置の構成要素は腫瘍や病巣に関連する所属リンパ節の位置を特定する技術や、その領域内の所属リンパ節群より前哨リンパ節を隔離し識別する技術を向上させることを要求されている。

【0013】

【発明の概要】本発明は体内の組織より放射される光子の放射源を検出しその位置を特定するシステムに係る。本発明のシステムは、所属リンパ節群内の前哨リンパ節まで延在するリンパ管内の放射性物質を追跡するのに特に適している。リンパ管に沿う放射性物質の追跡は、小さい管よりの放射線は放射線伝播の逆2乗則に従って減衰するのではなく(このことは点状放射線源に特徴的である)逆1乗則に従って減衰することが解っておりまた

証明されているので、本発明の一つの実際的な特徴になっている。放射性物質の追跡の目的で、本発明のシステムは視覚的に認識可能なグラフィック表示を使用し、このグラフィック表示は非常にランダムな放射線の放射に関連して動作する場合にも、好ましくは循環式にアクセスされるデータメモリ及びグラフィックスディスプレイを使用することによってカウント値のピークを示すことができる。互いに共働して動作するデータメモリ及びグラフィックスディスプレイは計数率値の右より左へスクロールする曲線を表示することができ、最も新しい計数率データがスクリーンの右端に現れ、最も古いデータが左端より消える。このことを達成すべく本発明のシステムに使用される制御組立体の処理回路網は、まず第一の短い時間の間カウント、即ちカウントに基づく信号を記憶し、第一の計数率増分値を発生するよう構成されている。これらの第一の増分値は第一の時間よりも長い第二の時間に亘り延在するインパルス応答にて一様な重みのフィルタを用いて平均化され、ビジュアルグラフィック出力としてモニタスクリーンに表示される。この出力は第一の短い時間毎に更新される。一般にデータは右より左へスクロールする曲線として表示され、その曲線は本発明のシステムに使用されている小型の手持ち式のプローブが患者の皮膚面近傍に於いて操作される際に医者により観察される。生体染色剤等を追跡する目的で僅かな切開を行う必要もなく、放射線の放射の程度は皮膚面に於いて追跡を行うに十分な値である。一つの好ましい構成に於いては、ディスプレイスクリーンに於いて計数率データの曲線をスクロールさせる目的で専用の循環アクセス式のメモリが使用される。

【0014】リンパ液により搬送される放射性物質は前哨リンパ節に集まるので、前哨リンパ節は点状放射線源としての特徴を有する活性度の高い明確で小さい領域であり、従って光子の伝播は放射線伝播の逆2乗則に従って生じる。このことは前哨リンパ節をその周りの組織や所属リンパ節領域の他のリンパ節より識別する点に於いてプローブにとって非常に有利である。まず皮膚面の高さにてスキャン工程を行うことにより前哨リンパ節の位置が特定される。次いで外科医は切開部を形成し、上述のスケルチング工程を継続して行うことにより、プローブは外科医を三次元的に正確に前哨リンパ節へ案内する。この工程に於いては、外科医の視覚的注意は常に切開部に集中して向けられ、前哨リンパ節の識別に注意を払う。従って本発明によれば、小さいボタン状のスイッチが小型のプローブに設けられ、そのスイッチが駆動されることによりスケルチ工程が実行される。この工程はシステムの聴覚出力を一時的に消去する。所謂「サイレン」の聴覚出力が再開するのは計数率が次の閾値に到達したときである。かくして外科医は音が再度聞こえた後小さくなるまで小型の直線的なプローブを移動させ、音が小さくなった時点に於いてスケルチ工程を再度行う。

一般にプローブはまず前哨リンパ節の領域にて横方向に移動される。この場合プローブはスケルチ工程が行われた場合の音の発生しない状態より音が発生し、しかる後音が発生しなくなって前哨リンパ節の範囲が特定されるよう、前哨リンパ節上の領域を横切って移動される。切開部が形成された後、プローブがその切開部を経て前哨リンパ節へ向けて移動される際に上述のスケルチ工程が継続して行われる。スケルチ工程によりプローブが或る小さい領域上にある場合には聴覚音が発生し、プローブがその領域より僅かに移動されても聴覚音が発生しなくなると、即ち音発生領域の小さい円が求められると、前哨リンパ節の位置が特定される。即ち直線円筒形をなすプローブは前哨リンパ節を直接的に指し示し、外科医は正確に前哨リンパ節の位置を認識することができる。

【0015】一般的なリンパ節の主要な寸法、即ち直径に対応する直径を有する小型のプローブに手により駆動される二つのスイッチが設けられることが好ましい。これら二つのスイッチのうちの第二のスイッチは確認及び記録の目的で制御装置のディスプレイに計数率出力を発生するために使用される。この遠隔スイッチング操作は制御組立体よりプローブまで延在するケーブル内に情報伝達導線を追加することなく達成される。このことを達成すべく、本発明のシステムは制御装置に於いて振幅が監視される電流レベルをプローブへ入力される電源に与え、基本モードの弁別回路を使用することにより、スイッチが駆動されたか否かの判定が行われ、スイッチ駆動の判定が行われるとスケルチスイッチ若しくはリセットカウントスイッチをエミュレートする信号が発生される。前者の場合には、制御システムは一連の二つの信号、即ちスケルチスイッチの駆動を示す信号及びリセットカウントスイッチの駆動を示す次の信号をエミュレートする。システムにはプローブが最初にオン状態にある制御装置に接続される際に電流を発生する傾向があるので、比較的高い振幅の電流サージに対するエミュレート信号の生成を阻止すべく、本発明のシステムには第三のレベル比較器が使用される。

【0016】本発明の他の一つの特徴は、切開部を経て前哨リンパ節の位置を特定する目的で使用される上述の三次元的な案内工程に関するものである。R I G S工程には使用されていないR I G S装置の一つの特徴により、使用者はまず外科手術現場以外の位置に配置された制御装置に設けられたスケルチ機能スイッチを駆動することができ、しかる後所定時間以内に、例えば7秒以内に使用者は最後に求められたスケルチ閾値レベルの値を変更すべく上向き矢印又は下向き矢印のメニューファンクションスイッチを駆動する。スケルチ閾値レベルは5秒間組織上の所定の位置にプローブを保持することにより求められる。本発明によれば外科手術が行われる衛生的な現場に配置されてよい遠隔アクチュエータが設けられ、該アクチュエータは遠隔制御装置に設けられたスイ



ツチと同様上向き矢印及び下向き矢印の表示が与えられた二つのボタンを有する。これらのスイッチの何れかを押圧することにより、外科医は僅かずつ閾値レベルを迅速に変更することができ、これにより短い時間のうちに前哨リンパ節に対する三次元的な案内を達成することができる。またボタンスイッチの一方を押圧することにより、システムはまずスケルチスイッチが駆動された後上向き矢印又は下向き矢印のメニューファンクションスイッチが駆動されたことをエミュレートする信号を受け

#### 【0017】

【発明の実施の形態】以下に添付の図を参照しつつ、本発明を実施形態について詳細に説明する。

【0018】本発明には二つの局面がある。その一つは黒色腫や乳癌の如き腫瘍の部位より前哨リンパ節へリンパ液を導くリンパ管を探索し調査することに関するものである。また他の一つの局面はリンパ節の位置が特定された場合にそのリンパ節を検出し分離することを含んでいる。一般に、放射線伝播や光子放射に関する現象は、リンパ節の如き小さい放射線源より放射される放射線に対比してリンパ管より放射される放射線について見ると幾分か異なっている。リンパ管は特徴的な $R^{-1}$ 機能を生ずる線状放射線源に近いものと考えられる。リンパ節は代表的な点状放射線源であるので、特徴的な $R^{-2}$ の機能を生ずる。

【0019】診断物理療法を実施する際に使用される装置は、例えば結腸領域に於ける腫瘍部位の位置の特定に使用される放射性標識案内外科システム(RIGS)又は放射性標識案内外科法に従来より使用されている装置を使用するものであることが好ましい。RIGS法に於いては一般に、腫瘍組織に生成されるマーカー又は腫瘍組織に対応するマーカーと特に結合する放射性標識された探知物質が使用される。かかる探知物質は、腫瘍組織又は腫瘍により生成されるマーカー又はこれに対応するマーカー(例えば癌細胞又は癌の生成物)と結合することにより腫瘍領域に於いて優先的に濃度が高くなる物質を含んでいる。探知物質は患者の血流中に注射されるので、RIGS法に使用される装置は必然的に腫瘍領域に於ける放射線バックグラウンドレベル及び低放射性核種濃度と共働するものでなければならない。しかし現在のRIGS法に於いてはかかる探知物質は使用されておらず、キャリアと共に放射性物質が使用されている。例えば $^{99m}\text{Tc}$ にて標識されたイオウコロイドが使用され、このコロイドは比較的低廉であり、容易に入手可能であり、認可された薬剤である。またイオウコロイドに関する他の一つの利点は、その半減期が短い(6時間)ということであり、そのためイオウコロイドは注射された後の約3日間のうちに患者の体内より実質的になくなる。またイオウコロイドはRIGSシステムに使用されている物質よりも高いエネルギー(140 Kev)を示すが、こ

のことは重要な特徴ではなく、低エネルギーの放射性核種が従来より使用され成功を収めている。

【0020】RIGSシステムは、その工程に於ける僅かな放射線レベルを検出するに十分な表面積を有するテルル化カドミウム亜鉛結晶、即ち検出器を支持する手持ち式の放射線検出プローブが設けられたものである。かかる検出プローブが例えば1991年12月10日付にて発行され本願出願人に譲渡された米国特許第5,070,878号に記載されている。現在かかるプローブには管状のプローブ本体内に前向きの状態にて取り付けられ上述の如き十分な表面積を有するテルル化カドミウム亜鉛結晶が使用されており、プローブ本体は腹腔内の臓器内及びその周りにてプローブを容易に操作し得るよう約30°の横方向への屈曲部を有している。

【0021】プローブが外科医により保持されると、その先端に設けられた窓要素が検査される組織に沿って移動される。この探索操作中に放射線に遭遇すると、まず適正なエネルギーレベルについて評価され、次いで計数率について統計学的に評価される。統計学的に十分な計数率が得られると、プローブは外科医に警報を発する警報音として表れる聴覚モード、即ち音モードにて作動される。上述の計数率についての統計学的な分析は一般に基本計数率を越える多数の標準偏差に基づいて行われる。その演算されたレベルはスケルチ計数率閾値と呼ばれる。基本計数率は、例えば5秒間プローブの結晶面を心臓の領域に対し保持し、これによりその時間に於ける平均の計数率を生ずることにより求められる。次いで対応する制御装置のソフトウェアアルゴリズムがその動作モードに応じて例えば基本計数率を越える三つの標準偏差(3シグマ)のレベルにて腫瘍の存在を決定する。このアルゴリズムは例えば1989年12月26日付にて発行され本願出願人に譲渡された米国特許第4,889,991号に記載されている。

【0022】RIGS法と対比した場合の本発明の一つの利点は、放射性物質が静脈に注射されるのではなく主要な病巣の近傍に局部的に注射されることである。そのためバックグラウンドは殆どなく、リンパ管や対応するリンパ節に於ける濃度が高くなる。活性度が比較的高いことにより計数率が高くなり、従って検出器も直径の小さいものであつてよい。

【0023】図1はリンパ節同定法が採用されたシステム10を示している。システム10は前哨リンパ節の同定に使用されるよう構成されており、現在では幾分か従来のものとなった制御装置12を含んでいる。制御装置12は例えば1989年1月31日付にて発行され本願出願人に譲渡された米国特許第4,801,803号に記載されている。可撓性を有するコネクタ、即ちケーブル18が制御装置12の前面16に設けられたコネクタ14より延在しており、ケーブル18はコネクタ22にて手持ち式の操作プローブ20と接続されることにより

プローブ20に対し電源、結晶検出器のバイアス信号、戻り導線、接地電位を与える。かかるコネクタとしてアメリカ合衆国カリフォルニア州、サンタロサ所在のLemo USA, Inc.により販売されているDシリーズのモデルEGGコネクタがある。プローブ20は米国特許第5,070,878号に関連して上述した要領と実質的に同一の要領にてテルル化カドミウム亜鉛検出器結晶を保持するよう構成されているが、より一層小さい直径を有し、約6inch(15.24cm)の長手方向長さを有している。プローブ20のハウジング24には二つのシールされた圧電スイッチ26及び27が設けられており、これらのスイッチはプローブの中央のすぐ後方側に設けられている。またこれらのスイッチは制御装置12に関連する二つの機能の何れかを実行する目的で臨床医や外科医により駆動される。

【0024】また制御装置12はシリアル通信ケーブル30を介して符号32にて全体的に示された従来のパーソナルコンピュータ(PC)に設けられた入出力カードに接続されたシリアルポートを有しており、パーソナルコンピュータ32は従来のコンピュータコンソール34と、ケーブル38によりコンソール34に接続されたキーボード36と、ディスプレイ組立体42を有するモニタ40とを含んでいる。ディスプレイ組立体42は符号44にて全体的に示されたダイナミックグラフィックス出力を表示するようになっている。

【0025】また制御装置12には符号48にて全体的に示された手動制御可能な閾値(スケルチバックグラウンド)調節装置がケーブル46により接続されており、この閾値調節装置(スケルチ値トリム組立体とも呼ばれる)48はハウジング50と二つのシールされた圧電式のボタン型スイッチ52、53とを含んでいる。ハウジング50にはスイッチ52に対応する上向き矢印の表示54及びスイッチ53に対応する下向き矢印の表示55が設けられている。閾値調節装置48はドレナージ領域又は所属リンパ節部位内にて前哨リンパ節の正確な位置を探すシステム10の動作モードに於いて使用される。

【0026】制御装置12の前面16は比較的大型のLCDディスプレイ60と、二色LEDディスプレイ62と、符号64にて全体的に示された一連の指にて操作されるスイッチとを有している。スイッチ列64、即ちキーボードにより、マイクロプロセッサにて駆動される制御装置12は医者と指令対話、即ちユーザーフレンドリーな対話を行うことができる。それぞれ符号66及び67にて示された従来のオンスイッチ及びオフスイッチに加えて、前面16に設けられたスイッチはカウントモードスイッチ68、サウンドスイッチ69、リセットカウントスイッチ70、統計学的重要性レベル選択スイッチ、即ち範囲設定スイッチ(スケルチスイッチ)71、補正スイッチ72、スイッチにて設定されるモードの範囲内にて調節を行うための増大スイッチ73及び低減ス

イッチ74の如き機能選択スイッチを含んでいる。スイッチ列64のリセットカウントスイッチ70及びスケルチスイッチ71はスイッチ26及び27としてプローブ20にも設けられている。この場合スイッチ26及び27の一方、例えばスイッチ26はそれが駆動されると駆動されるとリセットカウントスイッチ70の機能を果たす。その機能は例えば5秒の如き予め設定された時間に於けるカウント値を求めることである。プローブ20に設けられたスイッチ26及び27の他方、即ちスイッチ27は、スケルチスイッチ71を駆動した後リセットカウントスイッチ70を駆動する一連のスイッチ駆動シーケンスをエミュレートする。このことによりシステム10は一つのスイッチを駆動することによって基本計数率及び該計数率よりも高い閾値を再度設定することができる。

【0027】同様に閾値調節装置48のスイッチ52及び53はそれぞれ制御装置12に設けられた増大スイッチ73及び低減スイッチ74と同一の機能を果たすよう作用する。閾値調節装置48を手術中に手術現場に配置することができるよう、閾値調節装置48にはシール可能な圧電スイッチが使用される。この場合シールされたスイッチ53及び54はオートクレーブ法等により適宜に殺菌される。制御装置12がスイッチ71を駆動することによって設定されたスケルチモードにある通常の動作に於いては、スイッチ73を駆動することによりスケルチ計数率の閾値レベルを増大させることができ、スイッチ74を駆動することにより閾値レベルを低減させることができる。かかる手動調節範囲の上限は、スケルチバックグラウンド閾値が誤って過度に高く設定されることによりシステムが実質的に動作しない状態になる虞れを低減するよう制限される。最大の手動調節範囲は最後に生じた5秒間の標準的なスケルチ動作の2秒間の等価量の2乗平方根の約3倍である。また低減スイッチ74を用いて設定可能なスケルチバックグラウンドの最小値は5秒間に25のカウントに等しい値である。

【0028】図2にはプローブ20が一層詳細に示されている。前述の如く、プローブ20は従来のRIGSプローブよりも小さく、先端に於いても屈曲されていない。この直線的で細い構造により、プローブを特に前哨リンパ節の検出及びその位置の特定に容易に使用することができる。プローブ20はテルル化カドミウム亜鉛結晶を使用し、この結晶は必然的に例えば7mmの如き小さい直径を有し、約38.48mm<sup>2</sup>の前面面積を有している。前面面積がかくして小さい値であっても、例えば<sup>99m</sup>Tcの如きシステムに使用される放射性核種の強度レベルが高いので、例示の用途については十分である。プローブのハウジング80、即ち把持部は実質的に中空円筒体の形態をなすステンレス鋼にて形成されている。前端キャップ、即ちカバー82がハウジング80に取り付けられている。カバー82は厚さの小さい前向きの窓

84を有している。プローブ20の結晶保持部材に間近に近接した位置にてハウジング80内には、結晶と共働して検出器組立体を形成し前置増幅機能を果たすと共に検出器結晶にバイアスを与える小型の回路基板86が配置されている。

【0029】Lemoコネクタ88にてプローブ20に接続されたケーブル18は上述の検出器バイアス、接地電位、前置増幅器出力信号、前置増幅器電力を与え、ケーブル18よりの幾つかのリード線が符号90にて示されている。一群のリード線90のうちの電源リード線はスイッチ26及び27に接続されている。スイッチ26及び27は圧電スイッチであり、駆動されると電圧を発生する。動作環境（外科及びガス殺菌）に対するスイッチの保全を図るべく、これらのスイッチはそれらの位置に於ける液体及び気体の漏洩に対しシールされるようハウジング80内に取り付けられることが好ましい。壁厚の小さい部分として形成された薄い窓が、圧電スイッチ26及び27の上方にて撓むことによりそれらのスイッチを駆動し得るようハウジング80に設けられている。可撓性を有するアルミニウム製のドーム構造体もかかるスイッチに使用可能である。これと同一の構造体が、例えば殺菌工程中や外科現場に於ける閾値調節装置48の使用中にスイッチ内の回路を保護すべく、閾値調節装置48にも適用されてよい。かかるスイッチ部材は例えばアメリカ合衆国ウイスコンシン州ウォーソー所在のWilson-Hurd Companyより販売されている。

【0030】図3にはプローブ20の前方部分の断面図が図示されている。この図3はプローブの構成要素がその長手方向に延在するプローブ軸線92に対し対称的に配列されていることを示している。直線的な、即ち屈曲部を有しないプローブ20は例示の目的については好ましい実施形態であるが、軸線は窓84及びその内側の検出器の表面に垂直である限り屈曲されていてもよい。ハウジング80の前方部分はカバー82のための円筒形の受け面を与えるよう小径部94を有している。更にハウジング80の環状の端面96が実質的に円筒形の結晶マウント98のための整合及び当接用の支持体として作用する。マウント98は鉛にて形成されており、ハウジング80の内面内に摺動可能に受けられた円筒形の後方部分100を含んでいる。この円筒形の後方部分100はハウジング82の端面96に当接する環状肩部102を有している。結晶マウント98はかくして取り付けられると例えば導電性を有するエポキシセメントにて所定の位置に固定される。通路、即ち孔104がそれがキャビティ106まで延在するようマウント98を貫通する状態にて形成されている。またマウント98内にはプローブ20内のガス圧を等しくするよう横断孔108も形成されており、横断孔108の前方には環状溝110が形成されている。

【0031】キャビティ106内の中央には円筒形をな

すテルル化カドミウム結晶検出器112が配置されており、この検出器の前面107は軸線92に垂直な平面内に存在し、検出器112はその運動に起因するノイズが発生しないようクッション状構造体内に配置されている。検出器はかくして配設されているので、プローブ軸線92は検出器の軸線でもあり、結晶の前面107の平面に垂直である。一般にテルル化カドミウム結晶はマイクロホン効果（圧電効果）を示し、また非常に脆弱であるので、緩衝マウントが設けられている。CdTe結晶は合金化されてもよく、その場合にも例示の目的についてはテルル化カドミウム結晶、即ちCdTeと呼ばれる。好ましいテルル化カドミウム結晶は亜鉛にて合金化され $Cd_{1-x}Zn_xTe$ なる化学式にて一般に表現されるCdTe材料として形成される。結晶のCd成分及びZn成分の比率は、使用者の特定の要件に適合するよう選定された有効な比になるよう変化されてよい。但し亜鉛の比率の下限値はxが約0.2に等しい値であることが判っており、また対応する上限値はxが0.8に等しい値であることが判っている。合金化された結晶は例えばアメリカ合衆国カリフォルニア州サンディエゴ所在のDigirad, Inc. 及びアメリカ合衆国ペンシルバニア州サクソンバーグ所在のeV Productsより販売されている。

【0032】図3に於いて、孔104はテフロン（商標）にて絶縁されたマルチストランドのリード線114を受入れており、リード線114は前述のバイアス信号を伝達すると共に結晶組立体により発生された電荷信号を伝達する。結晶112に対しクッション作用を与えるべく、その場にて成形され実質的にカップ形をなす電気絶縁層116を含むマウントが使用されている。電気絶縁層116は重合化された炭化水素のC連鎖がSi-O連鎖に置き換えられたエラストマであるシリコーンゴムと一般に呼ばれるシリコーンにて形成される。このシリコーンは例えば「Silastic」なる商品名にて販売されている。電気絶縁層116の前面118は層120にて示されている如く追加のシリコーン材料にて被覆されており、リード線114の複数のストランド122がこの層120上にディスクの形態をなすよう広げられている。更にキャビティ106の底面にて前面118上には導電性を有するクッション層124が配置されており、このクッション層の下面（内面）はストランド122上に配置されている。クッション層124は有効な導電体となる程度にまで炭素粒子が分散された不織テフロンクロスであることが好ましい。一般にかかる材料は「Gore-Tex」なる商品名にて販売されている炭素を含有し展伸され結晶性の高い未焼結のポリテトラフルオロエチレンである。

【0033】結晶112はかくして保持されているので、金属と結晶との接触によるノイズを発生することなく結晶112の背面にバイアスを与えることができる。結晶112は前述の如く標準的なRIGS装置に組み込

まれている結晶よりも小さい表面積を有しているが、表面積は通常のリンパ節の大きさ、即ちその一般的な直径や主要な寸法に応じて選定される。更に前哨リンパ節の追跡及び識別工程に於いて遭遇する比較的エネルギーの高い放射性核種を受け入れ得よう、結晶112はRIGSプローブに組み込まれている検出器の厚さが1.5mmであるのに対し、例えば2.0mmの如く比較的厚く形成される。RIGSプローブの取り付けの場合と同様、結晶112の側面は電気絶縁層116の対応する側面より僅かに隔置されており、これにより符号126にて示された間隙が与えられている。この間隙126は擦れによりノイズが発生することを防止する作用をなす。シリコンを含有する層120の一部が間隙126に食い出ししており、有効な効果が得られる。

【0034】接地電位が圧縮保持構造との関連で結晶112の前面107に与えられる。特に二つの幾分かフープ形をなす細かい銀メッキされた銅線（その内の一つが符号128にて示されている）が結晶112及びマウント98の表面上に交差しないよう配置されている。これらの細かい導線はリング130により環状溝110内の所定値の位置に保持されている。導線128はマウント98に接続されているので、これらの導線は接地電位に維持される。この接地電位は二つの柔軟な導電部材132及び134を介して結晶112の前面に与えられ、導電部材132は結晶112の前面107と同一の形状を有するディスク形の部材であり、導電部材134はこれよりも小さい直径を有している。このことにより結晶112の前面に一層均一に圧縮力が与えられる。導電部材132及び134はクッション層124について上述した材料にて形成されていてよい。結晶112、部材124、132、134、導線128よりなる組立体全体が弾性リテーナ136により全体として圧縮された状態にて所定の位置に保持されており、リテーナ136は組立体全体の周りに引張り状態にて配置され、上述のリング130により引張り状態にて所定の位置に保持されている。弾性リテーナ136はナイロン等よりなる織物であってよい。この織物はプローブの製造過程に於いて組立体の部材の周りに配置され、組立体の周りにて結晶マウント98の外面上へ後方へ引き寄せられる。

【0035】前端カバー82は上述の組立体の周りに配置されている。このカバーはアルミニウムの如き従来の放射線透過材料にて形成されている。結晶マウント98の結晶保持キャビティの側面が結晶112の前面107を除くあらゆる方向よりの放射線を遮断するので、カバー全体に放射線透過材料を使用することができる。カバー82は電気的なシールドとして機能するので、その側部内面は金の薄い層をその表面に形成することにより導電性を有するよう形成されてよい。図3に於いて、プローブが最終的に組み立てられると、窓部84とリテーナ136との間にデッド空間として作用する間隙138が

形成される。このデッド空間は検出器112を良好に音響的に隔離する。

【0036】本発明のシステムが放射線放射領域に近接した状態になることがあるので、プローブ20との組合せにてコリメータを使用することが好ましいものと考えられる。図4にはかかるコリメータが符号140にて全体的に示されている。コリメータ140はタングステンの如き放射線減衰材料にて形成されており、比較的厚い円筒形の後方部142を有しており、後方部142は結晶112の直径に対応する直径を有し且つ孔148として窓84まで延在する円形の孔146へ向けて領域144に於いてテーパ状をなしている。環状の肩部150が窓84の外周部に当接している。一般に検査されている放射線源以外の放射線源に幾分か近い領域に於いてプローブ20が使用される場合にコリネータ140が使用される。

【0037】図5及び図6にはシステム10に使用される回路のブロック線図が図示されている。図5及び図6はこれらの図に示されている通り互いに隣接して並べられた状態にて見られなければならない。図5に於て、テルル化カドミウム結晶112は導線160により接地された一方の面を有し、他方のバイアスされた面は導線162及び164によりブロック166にて示されたバイアスフィルタに接続されている。バイアスフィルタ166への入力符号18にて先に説明したケーブル内に延在する導線168に与えられ、符号18は図5に於ても使用されている。このバイアス入力は導線170にて示されている如く図6に於てブロック170にて示されたマルチ出力電源より出力される。これらの種々の出力は図6に於て矢印172により総括的に示されている。

【0038】図5に於て、検出器112に衝突する放射線に対応する検出器出力を伝達する検出器112よりの導線162は積分段174まで延在している。この積分段174は回路基板86に与えられた前置増幅機能の一部を構成している。検出された放射線の積分値は導線176を経てブロック178にて示された駆動増幅回路網へ導かれる。ブロック174及び178よりなる一つの好ましい前置増幅回路が、例えば1995年8月15日付にて発行され本願出願人に譲渡された米国特許第5,441,050号に記載されている。図6に於てブロック170にて示された電源及び矢印172より前置増幅回路に直流電流が供給される。この直流電流は導線180にて示されている如くブロック182にて示されたプローブ電流回路網へ供給される。電流回路網182は導線184にて示されている如くマイクロコンピュータの制御下にてプローブ20が制御装置12に適正に接続されたか否かを判定するための信号を出力する。前置増幅回路への直流電流の供給は導線185及び186により行われる。導線186はケーブル18の一部を構成している。

【0039】プローブのスイッチ26及び27の二つの出力端子は、ブロック192にて示されたプローブスイッチ及びその回路網に直接接続された対応する導線188及び190により示されている如く導線186に接続されている。ブロック192にて示されたプローブスイッチ及びその回路網はプローブの接地電位と共働する。一般に、圧電スイッチ26又は27が駆動されると、スイッチ電圧信号が発生され、該電圧信号は導線188及び190により電源入力導線186に接続された出力端子を有する電流出力電圧比較回路へ導かれる。圧電スイッチにより発生され比較回路と共働するスイッチ電圧信号は、導線186に所定の振幅の電流信号を発生するよう機能し、該電流信号はブロック194にて示されたプローブスイッチ論理回路により検出される。論理回路194は監視導線196及び198により示されている如く導線185に存在する電流変動を監視する。ブロック194にて示された論理回路は、スイッチ26又は27の駆動に対応する機能入力信号をそれぞれ導線200又は202へ供給する監視用増幅段及びレベル比較回路を含んでいる。図示の実施形態に於いては、導線200に於ける出力はリセットカウントスイッチの駆動を示し、導線202に於ける出力はスケルチスイッチの駆動を示す。プローブ20のスケルチスイッチ27が駆動されると、ブロック194内の論理回路は導線202に信号を出力し、次いで短時間の遅延後に導線200に信号を出力するシーケンスを発生する。ブロック192にて示されたプローブスイッチ及びブロック194にて示された論理回路が設けられているので、可撓性を有するケーブル18の既存の電源導線を使用することができ、システム10のプローブスイッチのための追加の導線は不要である。このことは、ケーブル18ができるだけ小径であり且つ可撓性に優れていることが重要であるので有利である。プローブ20に対する接地電位は、ブロック170及び矢印172にて示された電源により与えられ、図5に於いては導線204及びケーブル18内の導線206を介して与えられるよう図示されている。

【0040】前置増幅段174、178はカウント出力を発生し、このカウント出力はケーブル18内の導線208及び導線210を経て制御装置12へ供給される。導線210は図6に於いて符号216にて全体的に示されたエネルギー検出窓回路網の入力端まで延在している。更に図6に於いてエネルギー検出窓回路網216はブロック218にて示された上限値比較器及びブロック220にて示された下限閾値比較器を含んでいる。導線210のカウント出力信号、即ち光子カウント信号は導線222にて示されている如く各比較器218及び220へ同時に供給される。これに対応して上限値比較器218の比較値、即ち上限値は図5に於いてブロック224にて示されたデジタル-アナログ変換器(DAC)より供給される。変換器224はブロック226にて示されたマ

イクロプロセッサ回路網により制御され、変換器224に対するデジタル制御信号は導線228を経て供給される。かくして比較器218の上限値は変換器224より導線230を経て供給される。同様に下限閾値比較器220の下限閾値は変換器224より導線232を経て供給される。

【0041】また導線228にて示されている如くマイクログロセッサ回路網226は瞬時パルスレートに対応するアナログ信号をDAC224へ出力する。この情報は導線234を経てブロック236にて示されたパルスレート増幅回路網へ伝達される。パルスレート増幅回路網236の出力は導線238を経て制御装置12の後方部へ供給される。またブロック236にて示された増幅回路網はシステムの下流側の構成部分を試験するための較正パルスを発生するために使用される。かくしてマイクログロセッサ回路網226は所定のパルスレベルをデジタル-アナログ変換回路網224を経てブロック236にて示された増幅回路網へ供給する。この回路網の導線240に於ける出力はパルス幅を設定するようブロック242にて示されている如く選択的に切換えられる。ブロック242にて示された切換え回路網はマイクログロセッサ回路網226より導線244を経て制御され、切換え回路網242よりのパルス幅設定信号は導線246を経て導線210へ供給される。

【0042】また導線210の信号は導線248を経てブロック250にて示されたパルス取得回路網へ供給される。回路網250はマイクログロセッサ回路網226により駆動されると導線210に於ける最も高いパルス振幅の値を取得する。この情報は導線252を経て定期的にマイクログロセッサ回路網226へ伝達される。ピーク検出器の形態をなす回路網250は「スナップショット回路」と呼ばれることがある。導線248の信号は導線254及びブロック256にて示されている如くバッファ増幅器にも供給される。バッファ増幅器は受けたパルスを示す出力を導線258へ出力し、その出力は従来の放射線検査の目的で制御装置12の後方部分に於いて利用可能な状態にされる。

【0043】図示の構成によれば、プローブ20は結晶112に衝突する光子放射線に応答してカウント出力を発生する。このカウント出力信号は光子放射線の問題にしているエネルギーに対応する振幅を有する。更にこの信号は宇宙線等の如きスプリアス現象をも示している。従ってカウント出力のエネルギー、即ちその振幅は図6に示されたエネルギー検出窓回路網216に於いて評価される。下限閾値比較回路網220は、それに与えられる信号が閾値に等しい値又はそれよりも高い値の振幅を示すときには、記号Lにて示された所定の一定の継続時間のパルスを導線260へ出力する。この場合の閾値は前述の如く導線232より供給される。同様に導線222よりのカウント出力信号は上限値比較回路網218により



評価され、カウント出力信号が導線230より供給される上限値よりも高い値の振幅を示すときには、記号Hにて示された所定の一定の継続時間のパルスが導線262に出力される。導線260及び262の出力はブロック264にて示された非同期シーケンスの基本モードの弁別回路の入力端子へ供給される。弁別回路264はシーケンス回路であるので、クロック信号には同期しない。弁別回路264の如き弁別回路は例えば1994年10月26日付にて出願され本願出願人に譲渡された米国特許出願第329,505号に記載されている。この弁別回路264は問題にしているエネルギー範囲の観点から有効な光子放射線を示すカウント出力信号が導線210に発生すると、導線266に細かいパルスの形態にて光子検出出力、即ちカウント対応信号を発生する。導線266のこれらパルスはブロック268にて示されたカウンタ回路網によりカウントされ、前述の入力回路網により評価されるカウントデータは統計学的に分析されるよう導線270を経てマイクロプロセッサ回路網226へ供給される。カウンタ回路網268の機能は前述の米国特許第4,889,991号に記載されている如くソフトウェアにより達成される。

【0044】マイクロプロセッサ回路網226は使用者が制御装置12に設けられたファンクションスイッチ64に対し入力を与えることに応じて種々の動作モードにて動作する。一般にマイクロプロセッサ回路網226は二つの出力成分、即ちスピーカより発生される聴覚出力とディスプレイ60に表示される視覚的出力の両方を発生する。一般に所定の周波数変動にて現われる聴覚音信号はまず導線272を経てブロック274にて示された音量制御回路網へ供給され、該回路網に於いて音量調節された信号は導線276を経てブロック278にて示されたオーディオ増幅回路へ供給される。オーディオ増幅回路278は導線280を介してスピーカ282を駆動する。上述の如く構成された聴覚音構造によれば、スピーカ282よりの周波数出力は、システム10により判定される平均計数率がバックグラウンド計数率に比して統計学的に意味のある予め設定された閾値レベルを越えると、20Hzより線200Hzまで指数関数的に増大する。この聴覚音モードはスケルチスイッチ71を駆動し次いでリセットカウントスイッチ70を駆動することにより、或いはプローブ20に設けられたスイッチ27を駆動することにより制御装置12より使用者によってアクセスされる。

【0045】前哨リンパ節の同定に於いては、この聴覚音モードは外科医がプローブ20を移動し、次いでスイッチ27を駆動し、プローブの移動範囲が極めて小さくなるまでこの操作を繰り返すことによってスケルチ工程を行うよう外科医に指示するために使用される。移動範囲が極めて小さくなった位置に於いては、音発生範囲の円はプローブ20の軸線92が前哨リンパ節を直接的に

指し示し、計数率のピーク値に応答している状態になるので有効である。この聴覚音モードの動作は前述の米国特許第4,889,991号に詳細に記載されている。RIGSの一般的な工程に於いては、スイッチ71及び70が順次駆動された後に、プローブ20のカウント出力が5秒間評価されることによって基本計数率が求められる。次いで計数率のレベルが所定の統計学的に意味のあるレベルになるまでスピーカ282よりの聴覚出力が発生されないよう、マイクロプロセッサ回路網226のプログラムが基本計数率よりも高い所定の統計学的に意味のある閾値計数率を設定する。

【0046】かくして例えば前哨リンパ節の位置の外縁に於いてこの工程を行い、次いで出力がスケルチの位置に於ける無音の状態より音発生状態になり更に無音の状態になるまで、即ち低周波数の出力になるまでプローブ20の移動を継続することにより、プローブが前哨リンパ節が存在する組織の領域に於いて移動される際に、その前哨リンパ節の位置が横断方向及び深さ方向の両方向について特定される。特に深さ方向については、放射線源を有するリンパ節よりの放射線のカウント可能な放射率は、プローブ20の検出器112が前哨リンパ節に近付くにつれて放射線伝播の逆二乗則に従って増大する。これと同様の結果が、使用者がスイッチボタン52を押圧することによって手動的に駆動される閾値調節装置48より閾値をより高い値まで漸次増大させる他の動作モードに於いても得られる。このことにより聴覚音モードの動作に於いて与えられる5秒間の基本計数率は不要になる。

【0047】スケルチにより決定され漸次減少するスキャン範囲を設定することにより前哨リンパ節の位置を特定する方法を図7のグラフを参照して説明する。図7に於いて、例えば前哨リンパ節を含む所属リンパ節領域をスキャンする際に於ける計数率値がプローブがその領域をスキャンする際に移動される距離を横軸にとり示されている。ある濃度の放射性物質を含む前哨リンパ節の位置が、組織内の位置であってスキャン時に得られた計数率値の最も高い点に特定される。計数率値が最も高いこの中央点は図7に於いて点283に設定されており、計数率値は曲線284により示されている。この工程に於いては、従来のスケルチ動作、即ちスイッチ27を押圧駆動することはこの領域の外縁に於いて、例えばプローブ20の移動方向に応じて点285又は258'に於いて行われる。次いでプローブは曲線284の一方の縁部より他方の縁部までスキャンされ、点285より285'までのスキャン中にプローブはまず無音の状態より始まり、次いで聴覚音が発生し、しかる後再度無音の状態、即ち周波数が非常に低い周波数になる。プローブは点285と285'との間の中央に於いて前哨リンパ節上を通過する。従ってプローブは点286及び286'の如き二つの点の何れか一方より内方へ移動され、



スケルチスイッチ27が駆動され、スケルチ閾値が高められることによって音出力が消去される。この段階に於いてはスキャン範囲は狭くなっており、プローブはそれが中央点283を通過する際に前哨リンパ節を上位置しこれを指し示す。

【0048】外科医は再度例えば点287又は287'の位置までプローブを移動し、スケルチ工程を再度実行する。これら二つの点の間に於けるスキャンは狭い範囲のスキャンであり、前哨リンパ節の位置である中央点283を含んでいる。例えば点288と288'との間をスキャンするよう、最後のスケルチ点より内方へプローブを移動させることによって再度スケルチ工程が行われてもよい。かかるスキャンにより非常に狭い音発生範囲の円が示される。この段階に於いては、プローブの移動を完了するために必要なプローブの移動量はごく僅かであり、前哨リンパ節の位置が容易に判定される。次いでこれと同一の工程が切開部を経て前哨リンパ節へ向けて三次元的な移動について行われる。

【0049】RIGS外科システムにも使用されている如き制御装置12内の制御システムは、RIGS外科システムには使用されていない特徴を含んでおり、従来のスケルチ閾値を計数率値について増大又は低減することができる。従来のRIGS外科法には採用されていないが、この特徴はスケルチ閾値の計数率を速やかに漸次増大させるために使用されてよい。このスケルチトリムモードは、まず図1に示されたスケルチスイッチ71を駆動し、次いでその後の7秒間のうちに増大スイッチ73及び低減スイッチ71の何れか一方を駆動することにより制御装置12により手動的に行われる。増大量は最初の5秒間の従来のスケルチ工程に於いて生じる最大の計数率に応じて変化する。一般に増大量は現在のスケルチ閾値の計数率値の平方根に近い値である。延長された時間に亘りスイッチ71又は73を押圧した状態に維持することにより、増大量は毎秒1よりも僅かに小さい割合にて押圧されるスイッチに応じて増減される。計数率の限界値にはこの特徴があるので、スケルチの上限値は実際の値を越えることがない。かくして従来の5秒間のスケルチ工程は閾値を漸次増大させる範囲を再度設定するために行われる。同様に下限閾値の増大量も例えば毎秒約25カウントに制限される。殺菌可能であり衛生的な現場に於いて使用可能な閾値調節装置48は、まずスケルチスイッチ71を駆動し、しかる後それぞれスイッチ52及び53に対応する増大スイッチ73又は低減スイッチ71を駆動することにより、この工程をエミュレートする。この工程は外科医が全体としてスキャンに費やさなければならない時間を低減し、時間は如何なる外科法に於いても非常に重要なものである。

【0050】マイクロプロセッサ回路網226により発生される計数率値は、放射線を放射する流体を前哨リンパ節へ向けて搬送するリンパ管を探索する目的で、双頭

の矢印290により示されている如くシリアルポート292よりケーブル30を経て汎用コンピュータ32にも供給される。リンパ管を探索しリンパ管の位置を特定するために切開する必要はなく、プローブ20が皮膚移動される際にピーク計数率がモニタ40のディスプレイ42に視覚的に表示される。かくしてリンパ管の探索の目的でプローブが移動される場合には、プローブが患者の皮膚に沿って移動される際に計数率ディスプレイグラフィックス44は例えば右方より左方へスクロールし、放射性核種を含有する流体が搬送されるリンパ管上をプローブが移動する際にグラフィックス44にピーク値が表示される。

【0051】マイクロプロセッサ回路網226はブロック296及び双頭の矢印298にて示されている如く入出力回路網と従来の要領にて共働する。この入出力回路網は矢印300にて示されている如くキーボード、即ちスイッチ64を適宜にスキャンする。これらのスイッチ入力ブロック296に接続されたプローブスイッチの論理出力導線200及び202により示されている如くプローブに設けられたスイッチ26及び27によりエミュレートされる。カウント工程中にはマイクロプロセッサ回路網226はブロック306にて示された発光ダイオード駆動回路網まで延在する導線304を経てLED駆動回路網を制御する。ブロック306にて示された駆動回路網は導線308を経て図1に於いて符号62にて示され図6に於いても同一の符号が付されたブロックにて示された二色LEDディスプレイへ出力を供給する。ディスプレイ62はγ線が検出されると赤色の光を発し、カウント工程中には緑色の光を発する。ブロック310及び矢印312により示されている如く、非揮発性メモリを有するリアルタイムクロック及びカレンダーもマイクロプロセッサ回路網226との関連で設けられている。更にマイクロプロセッサ回路網226はブロック170にて示された電源の性能を監視するためにも使用される。かかる監視はマイクロプロセッサ回路網226がブロック314及び矢印316、318にて示されたアナログデジタル変換器と共働することにより達成される。変換器314はマイクロプロセッサ回路網226へ供給される電源170に於けるアナログ値をデジタル化する。

【0052】閾値調節装置48は図6に於いては同一の符号を有するブロックとして図示されている。更に制御装置12に接続されたケーブル46は四つの導線を含むものとして図示されている。これらの入力導線は+12V、接地電位、スイッチ52よりの増大スイッチ駆動信号、スイッチ53よりの低減スイッチ駆動信号を含んでいる。ケーブル46はブロック320にて示された遠隔スケルチトリム論理回路に接続されている。論理回路320はブロック296に接続された導線322~324へ三つの出力を与える。また論理回路320はスイッチ

の接点を横切ってオープンコレクタ型のトランジスタを接続することによりスケルチスイッチ 71 のスイッチング動作と等価な機能を果たす。このスイッチが所定の時間駆動された後、ある遅延が発生され、同様の動作が上向き矢印のスイッチ 73 又は下向き矢印のスイッチ 74 の何れかについて行われる。また論理回路 320 は増大スイッチ又は低減スイッチの何れかが連続的に閉じられた状態をエミュレートし、これにより制御装置 12 の連続的な増大機能が達成される。

【0053】図 8 に於いて、電流レベル信号がスイッチ 26 又は 27 よりケーブル 18 の電源導線を経て伝達される回路が符号 330 にて全体的に示されている。図示の実施形態に於いては二つのかかる回路 330 がプローブ 20 内に組み込まれている。一方のかかる回路はリセットカウントスイッチ 70 の駆動をエミュレートする電流レベルを発生し、他方の回路はリセットカウントスイッチ 70 の駆動後スケルチスイッチ 71 が駆動されること（所属リンパ節の分布範囲内の前哨リンパ節の位置を特定するために使用されるモード）をエミュレートする第二の電流レベルを発生する。スイッチ 26 又は 27 の圧電素子が符号 332 にて示されており、その一方の側面は導線 334 を経て接地接続され、その他方の側面は演算増幅器 338 のマイナス端子に接続された導線 342 に接続されている。プローブ 20 が落とされたり他の理由によりプローブに物理的衝撃が与えられた場合に発生する比較的高い電圧より回路を保護すべく、抵抗器 R1 が導線 336 内にて圧電素子 332 と直列に接続されている。この抵抗器 R1 は例えば約 10 万  $\Omega$  の抵抗値を有してよい。導線 342 と接地電位との間にて導線 340 に接続されたツェナーダイオード D1 もかかるサージに対する保護機能を果たす。導線 342 と接地電位との間にて導線 344 に接続された他の一つの抵抗器 R2 が直流バイアス電流のための経路を与えている。また抵抗器 R2 は例えば 50 M $\Omega$  の如き比較的高い値を有し、圧電素子 332 のキャパシタンスと共働して比較的に長い時定数を発生する。

【0054】特にスイッチ 26 が駆動されると、曲線 345 により示された電圧が発生される。圧電素子 332 は例えば約 6 v の如き電圧を発生する。演算増幅器 338 の出力は導線 188 に与えられる。導線 188 は制御装置 12 より比較的に長いケーブル 18 を経てプローブ 20 へ供給される +12 v の電源に接続されている。ケーブル 18 は例えば 12 ~ 15 フィート (3.7 ~ 4.6 m) の長さを有してよい。演算増幅器 338 は比較器として構成されており、従ってそのプラスの端子は導線 346 に接続された抵抗器 R3 及び R4 を含む分圧回路に接続されている。これらの抵抗器 R3 と R4 との間接続部は導線 347 により演算増幅器のプラスの端子に接続されている。導線 346 は演算増幅器 338 の出力側に於いて二つの抵抗器 R5 と R6 との間の導線 18

8 まで延在している。抵抗器 R5 及び R6 の抵抗値の比は例えば 1 : 5 であり、ある程度のヒステリシスを与えて動作のふらつきの結果として生じるスプリアス変調を防止すべくフィードバック構造が形成される。一般に曲線 345 にて示される電圧が圧電式に発生されるので、符号 348 にて示されている如きマイナスの方向へ向かう曲線が発生され、この曲線は短い時間の間 +12 v より約 0 v へ変化し、これによりプローブ 20 内の前置増幅回路網により一般に必要な約 16 mA よりも高い電流パルスを電源導線に発生する。前述の如く、符号 330 にて示された回路と実質的に同一の回路がスイッチ 27 との関連で使用される。一般にスイッチ 26 に関連する回路 330 はリセットカウント駆動信号を示す約 1.5 mA の電流を発生するよう構成されるが、スイッチ 27 に対応する回路は 1.5 mA よりも 3 ~ 4 倍高い電流パルスを発生する。これらのパルス、即ち 12 v の電源導線内を流れる電流の急激な上昇は制御装置 12 に於いて補助回路により検出される。

【0055】図 9 には前述のリセットカウント及びスケルチスイッチの機能をエミュレートする信号を発生する回路 350 のブロック図が図示されている。回路 350 は制御装置 12 のプローブ電流回路網 182 内の電流を監視する。特に前述の導線 196 及び 198 が電源導線 185、186 内の抵抗器 R7 に於いて発生される電圧を監視する。導線 196 及び 198 はブロック 352 にて示された差動増幅回路網まで延在している。導線 354 に出力される差動増幅回路網の増幅された出力はブロック 356 にて示されたフィルタ回路網へ供給される。スイッチング入力を示すパルス幅設定信号とは対照的に前置増幅回路網へ供給される電流を示す直流成分を除去すべく、フィルタ回路網 356 内には比較的に長い時定数を有する RC 回路が使用されている。またフィルタ回路網 356 内には、プローブ 20 内にて圧電結晶が衝突することにより発生されるノイズを防止するための RC 回路構造のフィルタが設けられている。かかるノイズの遮断が行われなければ、回路 350 のレベル比較機能が損なわれる。

【0056】導線 358 にて示されている如く、電圧に基づくパルスはフィルタ回路網 356 よりレベル 1 ~ レベル 3 なる表示が付されそれぞれブロック 360 ~ 362 にて示された三つの比較器へ同時に供給される。特に導線 358 がレベル 1 比較器 360 にアドレスし、これと同時にレベル 2 比較器 361 は導線 358、364、366 よりアドレスされる。レベル 3 比較器 362 は導線 358 及び 364 よりアドレスされる。比較器 360 への閾値入力値は導線 368 より与えられる。この閾値は最も低いレベルに設定され、リセットカウント入力を示すスイッチ 26 の出力を示すに十分な振幅のパルスが比較器を駆動して記号 L が付された出力を導線 370 へ出力する。同様に、レベル 2 比較器 361 への閾値入力値

導線372より与えられる。導線372より与えられるこの上限値は導線368より与えられる閾値よりも高いレベルに選定され、従って比較器361はスケルチスイッチ27の駆動状態が存在する場合にパルスが発生するが、スイッチ26が駆動された状態にあるときにはパルスが発生しない。少なくともかかる上限振幅の電圧パルスが存在する状況に於いて記号Hが付された出力が導線374に与えられる。レベル1比較器360はスイッチ26及びスイッチ27の両方が駆動された状態にある場合に導線370へL出力を与える。レベル3比較器362は導線376より上限入力を受け、その上限入力は導線372より与えられる上限入力よりも遥かに高い。比較器362は制御装置12がオン状態にある状況にてプローブ20が最初に制御装置12に接続される場合にプローブに急激に流れる電流を許容する。このレベル3比較器362の出力は導線378に与えられ、禁止機能を果たす。

【0057】それぞれ導線370及び374に与えられるレベル1及びレベル2比較器の出力はブロック380にて示された弁別回路の入力端子へ供給される。弁別回路380はスイッチ26又は27の何れかが駆動された場合に発生する導線370のL信号にตอบสนองし、またスイッチ27が駆動された場合に導線374に与えられるH信号にตอบสนองする。次いで弁別回路380はスイッチ26及び27の何れが駆動されたかを判定し、スイッチ26が駆動された場合には導線382へ出力を与え、スイッチ27が駆動された場合には導線384に出力を与える。弁別回路380は非同期シーケンスの基本モードの弁別回路として設けられることが好ましい。弁別回路380はシーケンス回路であるので、クロック信号には同期しない。この種の回路のうち基本モードの回路はレベル入力及びクロック制御されないメモリ素子を有する回路として定義される。かかる弁別回路は、例えば1975年にアメリカ合衆国ニュージャージー州、イーグルウッド・クリフ所在のPrentiss-Hall, Inc. より出版された「An Introduction To Computer Logic」(Nagle, J. r.他著)に記載されている如く、タイプ4回路と呼ばれる。

【0058】弁別回路380は好ましい実施形態に於いては、図11との関連で説明する状態の間の変化に基づいて出力が決定されるMealyモデルに基づくものである。弁別回路はこの状態の変化に基づくモデルであるので、導線382及び384に与えられる出力の継続時間は短い。従って導線382及び384の出力はそれぞれブロック386及び388にて示されたパルス幅延長回路網へ供給される。「単安定RC」のパルス幅延長ブロック386にてパルス幅延長されたパルスは導線390を経てOR回路392へ供給される。OR回路392はリセットカウントスイッチ70の駆動をエミュレートする出力を上述の導線200へ出力する。また「単安定

S」のパルス幅延長ブロック388の出力は前述の導線202に与えられる。導線202に与えられるこの出力はスケルチスイッチ71の駆動をエミュレートするものである。また導線202の出力は、導線394を経て「単安定NO. 1」なる表示が付されブロック396にて示された単安定マルチバイブレータの入力端子へ供給される。マルチバイブレータ396は遅延の機能を果たし、遅延後に出力が導線398を経て「単安定NO. 2」なる表示が付されブロック400にて示された単安定マルチバイブレータへ供給される。このマルチバイブレータ400は導線390に与えられるパルスの幅に等しい幅のパルスが発生し、そのパルスは導線402を経てOR回路392へ供給される。従って制御装置12はスイッチ71のエミュレートされた駆動にตอบสนองし、次いでスイッチ70のエミュレートされた駆動にตอบสนองし、これによりシステムを聴覚音モードに切換え、例えば5秒間の如き或る時間に於ける基本カウントを行い、その基本カウントにより示される計数率よりも高い統計学的に意味のある計数率閾値が設定される。

【0059】レベル2比較器361に設定される上限よりも十分に高い非常に高振幅のパルスを受けるレベル3比較器362の説明に戻ると、かかる高振幅のパルスの継続時間に亘り継続するよう予め設定された継続時間の間禁止信号が導線378に与えられる。この禁止信号は導線378及び404により示されている如く単安定マルチバイブレータ396及び400の動作を禁止する。更に単安定マルチバイブレータ386及び388により行われるパルス幅延長機能も導線378、406、408により示されている如く禁止される。

【0060】図10には回路350の性能を示す信号線図、即ちパルス出力図が図示されている。図10に於いて、リセットカウントスイッチ26の駆動に対応する導線382のパルス出力が符号410にて示されている。制御装置12内にて導線200より導かれる対応するパルスがパルス412として示されており、このパルスはパルス幅延長ブロック386へ供給される。スケルチスイッチ27の駆動により導線384にパルスが発生され、このパルスは符号414にて示されている。このパルスはスケルチスイッチ71の駆動をエミュレートする対応するパルス(パルス416として示されている)を導線202に発生する。パルス416の立ち下がり端はブロック396にて示された単安定マルチバイブレータNO. 1を駆動し、パルス418として示された遅延時間を発生する。パルス418の立ち下がり端はブロック400にて示された単安定マルチバイブレータNO. 2を駆動し、これにより一定の既知の継続時間のパルス420を発生し、このパルスはOR回路392へ導かれ、これによりパルス422として示されたりセットカウントスイッチエミュレーションと同一のパルスが発生し、これにより制御装置12は基本カウント及び計数率閾値

設定作動モードに切換えられる。

【0061】前述の如く、図示の構造の一つの重要な利点は、プローブ20のケーブル18内に追加の導線ストランドを使用することなくプローブ20に切換え機能を与えることができるということである。このことにより長いケーブル18の可撓性を最大限に維持することができる。

【0062】図8に示されたブロック380との関連で上述した非同期シーケンスの基本モード弁別回路を状態図との関連で説明する。尚下記の説明に於いて、「ob」はその前の記号にオーバーバーがあることを意味する。図示の特定の適用例に於いては、この回路には四つの状態a～dが付されるが、この回路の状態がその四つの状態のうちの一つの状態になることはなく、従ってその状態は後の状態図に於いては使用されない。かかる状態図が三つの安定な状態a～cについて図11に図示されており、導線370の信号を示す記号L及び導線374の信号を示すHが使用されている。これらの信号はそれらが存在する場合には論理1により示され、それらが存在しない場合には論理0により示される。前述の如く、L信号はリセットカウンツスイッチ26又はスケルチスイッチ27の何れかが駆動されることにより発生され、H信号はプローブに設けられたスケルチスイッチ27が駆動された場合にのみ発生される。

【0063】この状態図により定義されている如く、ある状態変化中にも二つのMealy出力が存在する。図11に於いて、三つの安定な状態a～cはそれぞれ符号430～432が付された円にて示されている。円430の安定な状態は比較器360又は361の何れかよりのパルス信号が存在しない場合の状態であり、LHob/00状態を示しており、信号が存在しない場合には変化ループ434にて示されている如くその安定な状態が維持される。しかし例えば下限閾値比較器360に於いてパルスが発生されると、変化円弧線436により示されている如く状態が円431にて示された状態bに変化する。状態LobHob/00は継続又は戻りが生じても変化ループ438により示されている如く状態bを維持する。しかしレベル2比較器361よりの出力信号が存在しない状態にて比較器360よりパルスが出力されると、そのパルスの立ち下がり端に於いて変化円弧線440により示される変化が生じ、弁別回路よりの対応する出力は1, 0になる。この状態は変化円弧線440に示されている如くLobHob/10として示される。その場合回路は円430にて示された安定な状態aに戻り、出力は0, 0に変化する。評価されている信号が比較器360の下限閾値及び比較器361の上限値の両方を横切る場合には、変化円弧線442により示されている如く状態LH/00が変化する。変化ループ444により示されている如く、状態は安定な状態cになる。評価されているパルスは立ち下がり端を示すので、状態LHob/

00及びLobH/00についてそれぞれ変化ループ446及び448にて示された状態が存在する。しかし状態LobHobが存在すると、変化円弧線450により示された変化が状態LobHob/01について生じ、状態は円430にて示された安定な状態aになる。

【0064】図11の状態図は更に他の起こり得る論理事象及びその結果を示している。例えば状態aとの関連で状態LobH/00が存在すると変化円弧線452により示された変化が生じ、これにより状態は状態cに変化する。同様に状態aに於いて状態LH/00が生じると、変化円弧線454にて示されている如く状態が状態cに変化する。以上に基き弁別回路380の構成は設計者の好みに応じて種々の形態をなしてよい。例えば状態図はアメリカ合衆国カリフォルニア州、サン・ジョゼ所在のAltera Corporationにより販売されているタイプEPM5130の如き電子的にプログラム可能な論理デバイス(EP LD)との組合せにてプログラミングすることにより組み込まれてよい。或いは従来の半導体論理デバイスを使用してより一層単純な回路が採用されてもよい。

【0065】弁別回路380用に開発される回路の更なる分析が図12乃至図20に図示されている。この回路の開発は種々の状態及び潜在的な状態を設定する修正された基本フローチャートをまず形成することより開始する。図12に於いて、フローチャートの行の見出しが起こり得る下限閾値Lの状態0110及び対応する上限閾値Hの状態0011により示されている。行を状態に割り当てる際には、一度に一つの変量の変化のみが発生するよう、交播2進コードが採用される。図12のフローチャートの列は状態の記号a～dにより示されている。本発明のシステムについての経験により列dまでしか延在しないフローチャートを使用することができる。このフローチャートに於いては、各状態、即ち列は列の記号a～dにより示されており、00、10、又は01の出力がフローチャートの各セルに於いて記号/の後に示されている。安定な状態は丸で囲まれた列の記号により示されており、変化は小さい矢印により示されている。このフローチャートに於いて、00出力を有する安定な状態aはLHが状態00である場合に存在する。LHが10へ変化すると状態は不安定な過渡状態b/00になり、この状態はb列へ下方へ変化して00出力を有する安定な状態bになる。その後LHが00に変化すると状態は左方へ移行して過渡的な出力を有する不安定な状態a/10になり、この状態は上向きの矢印により示されている如く安定な状態a/00に戻る。H変量が1に変化してLHが状態11になると、状態は00出力を有する不安定な状態cになり、列cに示されている如く00出力を有する安定な状態cに変化する。LHが01状態に変化すると、状態は00出力を有する不安定な状態dになり、この状態はすぐに00出力を有する安定な

状態dに変化する。同様にLHが11より10へ変化すると状態は00出力を有する不安定な状態dになり、しかる後列dに示されている如く00出力を有する安定な状態dになる。フローチャートの列dには三つの安定な状態が存在することに留意されたい。更に列dには01出力を有する不安定な状態aが存在し、列aは00出力を有する不安定な状態dが存在する。

【0066】図13には図12の修正された基本フローチャートについての含意テーブルが図示されている。この含意テーブルは必要な結果に影響を及ぼすことなく省略可能な列が基本フローチャートに存在するか否かを判定するために使用される。評価は二つの列が互いに両立するよう二つの列の各行毎に同一である出力の存在について行われる。この含意テーブルは列c及びdを除き列の統合が不可能であることを示している。この結果より、医者是一般に統合された状態図を形成するが、かかる状態図は図示の実施形態については不要である。従って図14に示されている如く、列dが消去され図12の記入されていないセルに不安定な状態c/00が挿入された縮小されたフローチャートが形成される。この状態図はLHの状態00については00出力を有する安定な状態aが発生し、LHの状態10については対応する安定な状態bが発生することを示している。LHが00になると、状態は10出力を有する不安定な状態aになり、再度安定な状態aに変化する。

【0067】縮小されたフローチャートが形成された後には、測定可能な変数が任意の状態a～cに割り当てられる割り当てマップを形成する必要がある。このマップによれば、変数Q0及びQ1が決定されるが、このマップを用いて行われる変数の割り当ての選択は意味のないことではない。一般に設計者の経験に依存して一つ以上の割り当て構成が考えられる。図15は状態a～cに対する変数Q0及びQ1の割り当てを示しており、このマップの右下の象限は気にしなくてよいものとして「-」にて示されており、この割り当て自身意味のないことではない。

【0068】図15の割り当てマップ及び図14の縮小されたフローチャートより、まず図16に示されている如き励起テーブルが形成される。励起テーブルは全体としての状態の関数として励起状態及び出力状態を与える。図16のテーブルの各行は記号LHが付されたユニークな入力状態に対応しており、テーブルの各列はユニークな二次状態q1、q0に対応している。またこのテーブルに於いても安定な状態は丸にて囲まれた励起状態にて示されている。この表内の各状態はシーケンスQ1、Q0に対するものである。変数Q0は変化が生じた後に於いてのみq0に等しくなり、このことはQ1及びq1についても同様である。更に図16に於いて、過渡的な割り当て10が気にしなくてもよい位置に設定されている。これらの割り当ては一つの特定の状態や他の変則

的状態にロックすることを回避するよう選択される。かかる構成は得られる回路を予測可能にする。従って上述の要領にて出力を割り当てることにより、回路が不安定な状態を通過する際に於ける出力の瞬間的な変化が防止される。図16よりの情報をカーナウ図表に変換することができる。図17には変数Q1が図表化されている。このテーブルよりブール論理方程式が下記の数1の如く表される。同様に図18にはリセットカウント変数、即ちカウント出力変数が図表化されている。この変数についてのブール論理方程式は下記の数2にて表される。

【0069】

【数1】

$$Q1 = H + (L \cdot q1)$$

【数2】

$$\text{リセットカウント} = q0 \cdot q1 \cdot \text{lob} \cdot \text{Lob} \cdot \text{Hob}$$

【0070】図19には変数Q0が図表化されており、この変数についてのブール論理方程式は下記の数3にて表される。更に図20にはスケルチ変数、即ちバックグラウンド変数が図表化されており、この変数についてのブール論理方程式は下記の数4にて表される。

【0071】

【数3】

$$Q0 = L \cdot \text{Hob} \cdot q1 \cdot \text{lob}$$

【数4】

$$\text{バックグラウンド} = q0 \cdot \text{lob} \cdot q1 \cdot \text{Lob} \cdot \text{Hob}$$

【0072】以上の各方程式に於いて変数q0及びq1はそれぞれ遅延された変数Q0及びQ1を表している。

【0073】図21乃至図24には図9に示された回路の結線図が示されている。尚これらの図はそれらに記載されている通りに並べられた状態にて見られなければならない。図9及び図21乃至図24に於いて適当である場合には共通の符号が採用されている。

【0074】図21にはブロック352及び356として説明された増幅回路及びフィルタ回路が図示されている。導線196及び198は上述の抵抗器R7を横切って接続されており、それぞれ抵抗器R10及びR11を介して差動増幅器460のマイナスの入力端子及びプラスの入力端子に接続されている。導線196、198及び増幅器460は抵抗器R10～R13と共働して供給される直流信号の分圧を行うと共に約2.5のゲインを与えるようになっている。増幅器460は例えばタイプTL072であってよく、導線462に出力を与える。この回路構成の一つの利点は、導線196及び198に与えられる通常12Vの共通モード電圧が増幅器460の二つの入力端子に於いて該増幅器により受入れ可能な約9Vに低下されることである。導線196及び198を経て供給される信号の直流成分はプローブ20内の前置増幅回路の電流ドローを表しているため、コンデンサC1及び抵抗器R14を含むRC回路網464が、例えば4.7秒の如き非常に長い時定数を使用することによって上述の直流



成分を除去するために設けられている。かかる長い時定数により比較器に有害な影響を与えるアンダシュート現象が防止される。抵抗器R15及びコンデンサC2よりなる他の一つのRC回路466がRC回路464と直列に接続されている。RC回路466は例えば0.01秒の如き遥かに短い時定数を有し、プローブ20内のテルル化カドミウム結晶112が衝突等によって衝撃を受けた場合に発生することがある高周波のスプリアス信号を除去する。結晶112は圧電素子であるので、かかるスプリアス信号が発生することがあり、かかる信号が除去されなければ下流側の回路が駆動されてしまう。またRC回路466は極端なノイズを効果的に除去する。

【0075】出力導線462がRC回路466より増幅器468含む従来の非逆変換増幅回路のプラスの端子まで延在している。タイプTL072であってよい増幅器468は抵抗器R16及びR17と共働して出力導線470に28のゲインを与え、該ゲインはプローブスイッチ26又は27が駆動されるとマイナス方向へ変化するパルスとして与えられる。

【0076】図22に於いて、導線470は上述のマイナス方向へ向かうパルス信号をレベル1比較回路360及びレベル2比較回路361へ導く。特に導線470は比較器472のマイナスの入力端子に接続された結合コンデンサC5を含んでいる。導線370に出力を与える比較器472は、減結合コンデンサC6及びC7が接続されたタイプLM311であってよく、抵抗器R16及びR17を含むプラスの入力端子へのフィードバック経路を含み、これにより回路360にヒステリシス特性を与える。プルアップ抵抗器R18が出力導線370とVccとの間に接続されている。この比較回路360の閾値応答は、導線476を介して入力導線470に接続された一定の抵抗器R19～R21により設定される。特に抵抗器R19及びR20は+12Vと接地電位との間に接続されている。他の一つの構成として、抵抗器R22及び手動的に調節可能なポテンシオメータ478との組合せが抵抗器R19及びR20に置き換えられてもよい。抵抗器R21は抵抗器R19及びR20により形成されるバイアス電圧を比較器472のマイナスの端子に導く。結合コンデンサC5及び抵抗器R21の時定数はある値になる。導線370の逆変換された信号はプラスの方向へ変化する記号Lが付されたパルスである。

【0077】また導線470の信号は導線480及び482を経て比較回路361にも同時に供給される。比較回路361は比較器484を含み、比較器484にはコンデンサC10、C11及びフィードバック経路486内のヒステリシス抵抗器R23、R24が接続されている。プルアップ抵抗器R25が出力導線374とVccとの間に接続されている。導線470よりのマイナス方向へ向かう入力パルスはコンデンサC9を経て比較器484のマイナスの入力端子に供給される。比較回路361の閾値レベ

ル、即ち上限値は抵抗器R26～R28又は一定の抵抗器R29及び手動的に調節可能なポテンシオメータ488と共働する抵抗器R28により設定される。更に抵抗器R26及びR27は抵抗器R29及びポテンシオメータ488と同様+12Vと接地電位との間に接続されている。

【0078】それぞれ導線370及び374に与えられる出力L及びHは弁別回路380へ供給される。弁別回路380は上述の四つの方程式との関連で説明したブール論理演算を行う。特に導線370が導線494を介してインバータ492に接続されているので、Lobが導線490に発生される。同様にHobがインバータ500の入力端子に接続された導線374より導線496及び498に発生される。導線498より変量Hobを受けると共にNAND回路508の出力導線506の出力を受けるとOR回路504の出力である変量Q1は導線502に発生され、NAND回路508の入力端子は導線370より変量Lを受けると共に導線510を経て導線502の出力を受ける。導線502の変量Q1はインバータ512に於いて逆変換され、これにより導線514に変量Q1obが与えられる。変量Q0obはNAND回路518の出力として導線516に発生され、NAND回路518の入力は導線498の変量Hob、導線514に発生される入力Q1ob、導線370よりの変量Lである。

【0079】例えばMealy過渡出力に起因して導線514及び516の信号の継続時間が短いので、導線514及び516に遅延が発生される。特に抵抗器R30及びコンデンサC12にて形成されたRC回路520が導線514に設けられており、遅延された信号はインバータ522に於いて逆変換され、これにより導線524に信号Q1dが与えられる。同様に抵抗器R31及びコンデンサC13よりなるRC回路526が導線516に設けられている。遅延された信号はインバータ528に於いては逆変換され、これにより導線530に信号Q0dが与えられる。回路380の素子に関する上述の構成に於いて、インバータ492、500、512、522、528はタイプ74HC14であってよく、NAND回路508及び518はタイプ74HC10であってよい。インバータ522及び528にタイプ74HC14のシュミットトリガインバータを選定することにより、導線524及び530に於ける立ち上がり及び立ち下がり時間を速くすることができる。

【0080】図23に於いて、導線530は信号Q0dを伝達し、信号Q0dは出力が前述の導線382であるNAND回路532の一つの入力端子へ供給される。導線530の信号に加えて、NAND回路532への他の入力に記号Hob、Q1ob、Lobにて示されている。NAND回路532は図17に示されたテーブルを用いて導き出されたブール論理方程式との関連で上述したリセットカウント(RES.CT.)出力を与える。同様にNAND回路534はその入力端子に記号Q1d、Lob、Q0ob、Hobにて示された信号が与えられることに応答してスケルチ



スイッチ27が駆動されたことを示す出力を導線384に与える。NAND回路532及び534はタイプ74HC20であってよい。

【0081】スイッチ26が駆動されると発生する導線382の出力は「単安定RC」にて表示されたブロック386との関連で上述した単安定デバイス540のトリガ入力端子TRIGへ供給される。デバイス540は内部に発生される閾値と共働するタイプ1CM7556のタイミングデバイスであってよい。特にこのデバイス540は、そのトリガ端子が出力導線382に接続され、その閾値端子THRESHがコンデンサC14及びVccと接地電位との間に接続された抵抗器R32よりなるRC回路に接続されるよう構成されている。デバイス540の放電端子DISCH 00は、抵抗器R32及びコンデンサC14よりなるCR回路と放電関係をなす抵抗器R33及び阻止ダイオードD5を含む導線542に接続されている。先に放電したコンデンサC14は導線382よりトリガパルスを受けると抵抗器R32を介して充電し、これにより例えば100msの如き一定の継続時間のパルスを導線390に発生し、該パルスは抵抗器R34及びR35よりなる抵抗OR回路を介してNPNトランジスタ546のベースへ伝達される。トランジスタ546は制御装置12内のリセットカウンスイッチを横切って接続されており、エミッタが接地電位に接続されていることにより、スイッチが下方へ駆動されることによる動作をエミュレートする。導線390のスイッチング信号の電圧はトランジスタ546をオン状態に設定するVccであるが、抵抗器R35及び導線402に於ける対応する電圧は0である。

【0082】単安定回路388はデバイス540と同様に構成されたデバイス548を含んでいる。導線384のスケルチ信号はデバイス548のトリガ入力端子TRIGへ供給され、デバイス548の閾値端子THRESHはコンデンサC15及び抵抗器R36を含むRC回路に接続されている。このRC回路はデバイス548の閾値端子THRESHに接続されており、抵抗器R37及びダイオードD6を含む導線550より放電される。デバイス548の出力は例えば100msの如き一定の所定の継続時間を有するパルスとして導線552に与えられ、該パルスはベース抵抗器R38を経てNPNトランジスタ554のベースへ供給される。トランジスタ554のオープンコレクタは制御装置12のスケルチスイッチを横切って接続されている。特にトランジスタ554のコレクタは導線202に接続され、そのエミッタは接地電位に接続されている。

【0083】また導線552は導線556によりデバイス540と同一のデバイス558を含む単安定回路396のトリガ入力端子TRIGに接続されている。単安定N.O. 1(396)により発生される出力パルスの継続時間は単安定回路386及び388に於いて発生されるパルスの約2倍である。導線552よりのパルス信号は導線556及びコンデンサC16を経てデバイス558のト

リガ入力端子TRIGへ供給される。しかし導線556はプルアップ抵抗器R39を介してVccに接続されており、抵抗器R39にはこれを迂回する保護ダイオードD7が接続されている。従ってデバイス558は図10について符号418にて上述した要領にて導線556より与えられるパルスの立ち下がり端に於いて起動される。単安定回路396は導線552にスケルチエミュレート信号が発生する時点と導線402にリセットカウントエミュレート信号が発生する時点との間にパルス遅延を与える。従ってデバイス558の閾値端子THRESHは抵抗器R40及びコンデンサC17を含むRC回路に接続されている。このRC回路は導線560、抵抗器R41、コンデンサC17、ダイオードD8を含みデバイス558の放電端子DISCH 00に接続された回路により選択的に放電される。

【0084】単安定回路396の出力は導線398に与えられ、コンデンサC18を経て単安定回路400のデバイス562の対応するトリガ入力端子TRIGへ供給される。導線398は通常時にはプルアップ抵抗器R42を介してVccに接続されており、抵抗器R42にはこれを迂回する保護ダイオードD9が接続されている。かくしてデバイス562は導線398の信号の立ち下がり端に於いて起動される。デバイス562はデバイス540と同一であり、その閾値端子THRESHはコンデンサC19及び抵抗器R43を含むRC回路に接続されている。このRC回路はデバイス562の放電端子DISCH 00より放電され、該端子には導線564を介して抵抗器R44及びダイオードD10が接続されている。単安定回路400の出力は図9に於いて符号420にて示されたパルスであり、OR回路の抵抗器R35を経てトランジスタ546へ供給され、これにより導線200にリセットカウントエミュレートパルスが発生される。このパルスは単安定回路396に於いて設定される時間だけ導線202のスケルチエミュレートパルスよりも遅れている。

【0085】図24にはレベル3比較回路362が一層詳細に示されている。比較回路362は比較器570を含み、該比較器のマイナスの入力端子はコンデンサC20を介して導線480のマイナスへ方向へ変化する信号を受けようになっている。比較器570はタイプLM311であってよく、導線572に出力を与える。抵抗器R45及びR46と共に導線574を含む再生フィードバック経路が導線572に接続されている。更に比較器570には減結合コンデンサC21が接続されている。比較回路362のための閾値は+12vと接地電位との間に接続された抵抗器R47、R48及び抵抗器R49を含む分圧回路より供給される。これらの抵抗器の抵抗値は比較的高い上限値を与えるよう選定されており、この回路の所期の目的はブローブの大電流ドロウ（ブローブ20が最初に制御装置12に接続される場合に発生する）が生じた場合に単安定デバイスの動作を阻止することである。出力導線572は抵抗器R50を介してVccに接続されており、

導線 572 の出力はインバータ 576 に於いて逆変換され、導線 578 に与えられるその出力はパルス決定する単安定デバイス 580 のトリガ入力端子 TRIG へ供給される。デバイス 580 は前述のタイプ ICM7556 であってよく、コンデンサ C22 及び抵抗器 R51 を含む RC 回路により決定される継続時間を有する出力を導線 582 に与える。この RC 回路はデバイス 580 の閾値端子 THRESH に接続されており、導線 583、抵抗器 R52、ダイオード D11 と共働してその放電端子 DISCH 00 より選択的に放電される。導線 582 の出力はインバータ 584 に於いて逆変換され、これにより RESET 信号を含むパルス出力が導線 378 に与えられ、該出力はそれぞれ図 23 に於いて導線 586~589 にて示されている如くデバイス 540、548、558、562 のリセット端子 R にも同時に供給される。

【0086】例えば腋窩に於ける一群の所属リンパ節内の前哨リンパ節の位置を特定するためにプローブ 20 を使用する場合には、プローブに設けられたスイッチ 27 は切開部及び例えば 10~30 個のリンパ節（そのうちのひとつのみが放射性物質を収集している）が存在する組織に関心及び視野を集中する外科医にとって非常に有用なものになる。一般に、かかる前哨リンパ節より放射される放射線係数率のレベルは、放射性物質を輸送するリンパ管に於いて検出されるレベルよりも実質的に高い。一旦高い係数率値の領域が検出されると、スイッチ 27 を連続的に駆動してスケルチ工程を行うことにより、システムは例えば 5 秒間の如き所定の時間に亘り基本計数率を読む。かかるサンプリング時間が終了すると、システムは所定の統計学的重要性を有する基本計数率よりも高い閾値を設定する。図 7 との関連で上述した如く、スキャン工程はリンパ節に起因してカウントの係数率値が高い領域より数 inch (1 inch = 2.54 cm) の位置にある正常な組織上にスケルチすることより開始する。この工程は最大の感度を与える。次いでプローブ 20 は範囲が特定されるべきリンパ節の領域を横切ってゆっくりと移動される。音発生の開始位置及び終了位置は一つの方法について前哨リンパ節が存在する可能性のある範囲を示す。

【0087】次いでプローブ 20 は最初のスキャン方向に対し垂直な方向の経路に沿ってスキャンされる。この場合にも音発生開始及び発生終了が検出される。この範囲は第二の方法について前哨リンパ節が存在する可能性のある範囲を示す。前哨リンパ節はこれらの音発生範囲の中央近傍にある。位置特定の精度を向上させるべく、プローブは音発生範囲の縁部まで移動されスケルチされる。スキャンが繰返し行われ、これにより音発生範囲が狭められる。この場合にも前哨リンパ節の位置は音発生範囲の中央近傍にある。前哨リンパ節内に含まれる放射線源の如き放射線源については放射線伝播の逆二乗則が実質的に成立するので、案内のこのスケルチ工程は三次

元的に、例えば軸線 92 がリンパ節を直接指し示すまで互いに直交する二つの横方向に、また窓 84 が前哨リンパ節に実質的に隣接するまでリンパ節へ向けて軸線 92 に沿う方向に行われる。次いでそのリンパ節が病理学的に検査されるよう解剖される。結晶 112 の前面の低減された表面積は一般的なリンパ節と実質的に同一の大きさ若しくは直径であることが好ましい。プローブ 20 は直線的な円筒形をなしているため、前哨リンパ節に対するプローブの軸線 92 の方向が外科医には一層明瞭に判る。

【0088】図 1 との関連で上述した如く、プローブ 20 を用いてこの三次元的な案内工程を行う他の一つの構成は、トリミング型の閾値調節装置 48 との組合せにてスイッチ 52 及び 53 を使用することを含んでいる。スイッチ 27 を駆動する代わりに閾値調節装置 48 を使用することにより、手術室の衛生的な現場内にて仕事をす外科医はスイッチ 52 を押圧することによってスケルチ閾値レベルを増大させることができる。逆にスイッチ 53 を押圧することにより閾値レベルを低減することができる。これらの圧電スイッチはプローブ 20 との関連で使用されるので、閾値調節装置 48 は殺菌され、これにより閾値調節装置を上記の衛生的な現場に於いて使用することの妥当性が向上される。スイッチ 52 又は 53 の何れかを押圧することにより、まずスケルチスイッチ 71 が駆動され、次いでスイッチ 73 及び 74 のうちの適当なスイッチが駆動されることに対応する制御入力 12 が制御装置 12 に与えられる。制御装置 12 の制御系はプローブ 20 に設けられたスイッチ 27 より与えられ従来の要領にて発生された最後のスケルチレベルに関連する量だけスケルチ閾値レベルを増大させることによって応答する。一般に増大量は基本となるスケルチ計数率の時間に対応する値である。しかし増大量は、閾値が上限値に到達すると、増大工程を新たな範囲に於いて再度開始するためには外科医がスイッチ 27 を駆動して従来のスケルチ工程を行わなければならないよう制限される。スイッチ 52 又は 53 の何れかを押圧した状態に保持することにより、増大は毎秒 1 回よりも僅かに速い速度にて発生する一連の増分として増大される。

【0089】図 1 に示された閾値調節装置 48 はプローブ 20 のスイッチ 26 及び 27 との関連で上述した二つの圧電スイッチを含んでいる。更にハウジング 50 は二つの互いに同一の回路を収容しており、その一方が図 25 に於いて符号 590 にて全体的に図示されている。図 25 に於いて、図 8 に関連して符号 332 にて上述した如き圧電素子 592 が回路 590 に設けられている。圧電素子 592 は導線 594 を介して接地電位に接続されており、また導線 596 及び抵抗器 R60 に接続されている。抵抗器 R60 は導線 598 を介して演算増幅器 600 のマイナスの入力端子に接続されている。演算増幅器 600 は例えばタイプ LMC6062 であってよい。抵抗器 R60 は圧電素子 592 と直列に接続されており、それより下

流側のデバイスを保護する。特にスイッチ52又は53が急激に駆動されるような態様にて閾値調節装置48が落下されたような場合には、これにより惹起される電圧サージより保護することが好ましい。ツェナーダイオードD15が同様の態様にて導線598と接地導線604との間の導線602に設けられている。ツェナーダイオードD15は、入力電圧が約9vを越えることがなくしかもダイオードの電圧降下よりも大きくマイナスの方向に変化することがないように、入力電圧をクランプする。抵抗器R61が圧電素子592と並列に接続されており、導線598と604との間の導線606に設けられている。この抵抗器R61は例えば200MΩの如き比較的高い抵抗値を有している。更に導線598と604との間の導線608には抵抗器R62が設けられており、導線608にはNチャンネルの酸化金属半導体電界効果トランジスタQ1を含んでおり、このトランジスタのゲートは増幅器600の出力端子に接続された導線612に導線610を介して接続されている。

【0090】増幅器600は比較器として構成されており、そのプラスの端子は導線614を介して導線616に設けられ抵抗器R63及びR64を含む分圧装置に接続されている。導線616は分圧装置の抵抗器R65とR66との間の位置にて導線618に接続されている。導線618は増幅器600の出力端子に接続された導線612と+12vの導線620との間に延在している。導線620と接地電位との間にはフィルタリングの目的でコンデンサC15が接続されている。更に抵抗器R67が増幅器600の出力導線612に設けられている。抵抗器R63～R66を含む一連の抵抗器は増幅器600のプラスの入力端子へ供給される+12vの電源電圧を分圧する。更にこれらの抵抗器の抵抗値の比は、ヒステリシスを有する再生フィードバックが与えられてスイッチにより誘発されるチャタリングが防止されるよう選定されている。一般に休止状態に於いては、増幅器600の出力は+12vの電位にあり、導線610を経てトランジスタQ1のゲートへ供給される。このことによりトランジスタQ1はオン状態、即ち導電状態に保持され、抵抗器R62の下端を接地接続してその系に存在していた電荷が放電される。同様に抵抗値の高い抵抗器R61も電荷を放電するが、その場合の速度は遥かに遅い。特に後者の場合には圧電素子592はその構造から一つのコンデンサとして作用し、更に回路590には分散されたコンデンサが存在する。圧電素子592はスイッチングを行うべく駆動されると迅速なパルス状の電位上昇を示し、この電位上昇は抵抗器R61及び抵抗器R62に電流を流す。対応する電圧が或る得られた電圧レベルまで上昇し、その電圧レベルは圧電素子592に対応するスイッチが押圧されて結晶が圧縮されるまで継続する。かくしてこの電圧はスイッチを例えば12秒程度押圧した状態に保持することにより維持される。

【0091】圧電素子592に対応するスイッチが解放されると、逆方向の充電が生じ、これにより電圧レベルが0まで低下する。勿論抵抗値の高い抵抗器R61及びダイオードD15を経て漸次放電されるので、電圧が得られる時間は限られている。導線598には電圧が存在するので電圧は増幅器600への導線614に於ける閾値を上回り、導線612の出力はなくなって導線610に於けるトランジスタQ1へのゲート電圧もなくなる。抵抗器R62は実質的に開回路として接続された状態になり、従って圧電素子592に対応するスイッチが押圧されている限り、出力導線612の電位は接地電位になる。圧電素子592に対応するスイッチに対する押圧状態が解除されると、導線598の電圧が低下し、+12vの電圧が導線612及びトランジスタQ1の対応するゲートに与えられ、これにより抵抗器R62は圧電素子592に対応するキャパシタンスにより与えられる電荷を急激に放出する。

【0092】図26には図6に於いてブロック320にて上述した遠隔スケルチトリム論理を実行する回路が詳細に示されている。この回路320はスイッチ52及び53よりの各入力の処理に関する符号624及び625にて全体的に示された互いに同一の回路網を有している。従って簡明化の目的で、これらの回路網624及び625の一方のみについて詳細に説明し、該一方の回路網の下方に整合する他方の回路網をブロック図として図示する。図6に於いて導線322～324にて示された回路320の出力はそれぞれQ2～Q4にて示されたオープンコレクタ型のNPNトランジスタとして設けられている。トランジスタQ2及びQ4は制御装置12の増大スイッチ73及び低減スイッチ74の各出力に対応するロートゥルーを横切って接続されている。トランジスタQ3も同様に制御装置12のスケルチスイッチ71の出力を横切って接続されている。

【0093】増大スイッチ52に対応する回路網624の構造について見ると、ケーブル46より供給され図25に於いて導線612との関連で上述した入力は、抵抗器R67及びコンデンサC26を含みフィルタリング機能を果たすRC回路網628に接続された導線626に与えられる。特に回路網628の時定数は導線626に与えられる電圧信号の急激な変動（ノイズの産物である）を排除するよう選定される。回路網628よりのかくしてフィルタリングされた出力は導線630を経て符号632にて全体的に示されたレベル変換回路網へ供給され、該変換回路網はタイプ4049のレベル変換器及びインバータ634を含んでいる。インバータ634は導線630に於ける12vの電圧レベルを出力導線636に於ける5vの電圧レベルに変換する。この導線636の信号はシュミットインバータ638を通過する鋭敏な変化を与えるよう改善される。導線640に与えられるインバータ638の出力は、外科医がスイッチ52を押圧した時

間に対応する継続時間を有する良好に形成されたパルスである。

【0094】導線640の信号は変量「増大スイッチ」として示されており、導線642へ供給される。導線642の信号はマイナスの真の値であるので、/の記号が付されている。またこの信号はコンデンサC27及び導線644を経てタイミングデバイス646のトリガ入力端子TRIGにも供給される。デバイス646は図23及び図24との関連で上述したタイプICM7556であってよい。導線644は抵抗器R68を介してVccに接続されており、抵抗器R68にはそれを迂回してダイオードD16が接続されている。デバイス646の閾値入力端子THRESHはコンデンサC28及び抵抗器R69を含むRC回路648に接続されている。RC回路648は導線650、抵抗器R70、ダイオードD17を介してデバイス646の放電端子DISCH 00より選択的に放電される。デバイス646はかくして構成されているので、スケルチボタン閉成信号を発生する機能を有する符号654にて全体的に示された回路網の一部である。デバイス646の出力は導線652に与えられる。導線652は「スケルチボタン閉成」なる表示が付された変量を伝達し、この変量は更に導線656へ導かれる。導線656は抵抗器R71及びR72よりなる抵抗OR回路に接続されており、抵抗器R71及びR72は導線656を介してトランジスタQ3のベースに接続されている。従って導線656にスケルチボタン閉成信号が存在すると、トランジスタQ3はスケルチスイッチ71の駆動をエミュレートするようオン状態にされる。

【0095】導線652の信号はコンデンサC29及び導線658を経てタイプICM7556のデバイスのトリガ入力端子TRIGへ供給される。導線658は抵抗器R71を介してVccに接続されており、抵抗器R71にはそれを迂回するダイオードD18が接続されている。デバイス662の閾値端子THRESHはコンデンサC30及び抵抗器R72を含み符号664にて全体的に示されたRC回路に接続されている。RC回路664は抵抗器R75及びダイオードD19を含む導線666を介してデバイス662の放電端子DISCH 00より選択的に放電される。デバイス662の出力はそのQ端子より導線668に与えられる。デバイス662及びそれに関連する回路網の素子は符号670にて全体的に示され「遅延」なる表示が付された変量により示された機能を果たす。この遅延はスケルチボタン閉成の終端と増大スイッチ73のエミュレートされた駆動の実行との間に与えられる。

【0096】導線668の信号は回路網672として全体的に示された増大閉成回路へ供給される。特に導線668の信号はコンデンサC31及び導線674を経て他の一つのタイプICM7556のタイミングデバイス676のトリガ入力端子TRIGへ供給される。デバイス676の閾値端子THRESHはコンデンサC32及び抵抗器R76よりなり符

号678にて全体的に示されたRC回路に接続されている。RC回路678は抵抗器R77及びダイオードD20と共働する導線680にて示されている如くデバイス676の放電端子DISCH 00より選択的に放電される。導線674は抵抗器R78を介してVccに接続されており、抵抗器R78にはこれを迂回してダイオードD21が接続されている。デバイス676のQ端子の出力は変量「増大閉成」として示されており、変量「上向き矢印ボタン閉成」を演算する符号684にて全体的に示された回路網へ導線682を経て供給される。

【0097】図27には、回路網624に関連する変量であって閾値調節装置48に設けられた増大スイッチの駆動に対応する変量を示すタイミング線図が図示されている。明瞭化の目的で、この線図及び図28に示された線図に於ける変量はブール論理の1、0即ち真又は偽にて図示されており、実際の信号のレベルは無視されている。増大スイッチの変量はパルス686の形態にて示されている。この変量はスイッチ52が押圧されている時間の間真になる。図27に於いてはスイッチ52は中程度の時間又は短時間駆動された状態が図示されており、図28に於いてはパルス688にて示されている如くスイッチ52が長時間閉成された場合に於ける同じ変量が示されている。

【0098】図27に於いて、スケルチボタン閉成変量690は対応する1の値としてブール論理にて示されている。この変量は変量686の立上がり端に於いて変化円弧線692にて示されている如く開始する。閉成時間はマイクロプロセッサ回路網226(図6参照)がスイッチの閉成動作を認識するに十分なほど長くなければならない。この変量の継続時間が約100msであることが十分であることが判っている。変量690により示された論理は導線656よりトランジスタQ3に於いて実行される。この変量の立下がり端に於いて符号694にて示されている如く遅延が与えられる。変化円弧線696は変量694が変量690の立ち下がり端に於いて開始することを示している。遅延パルス694は、まずスイッチ71の閉成にて示されるスケルチ機能が実行され、しかる後増大スイッチ73が駆動されたことと等価な量をマイクロプロセッサ回路網226が認識することができるよう介在せしめられる。一般にこの遅延は約200msの継続時間を有するよう設定される。変量694が変化円弧線698にて示されている如く論理1より論理0へ変化すると、増大閉成変量700は真になる。この増大閉成変量は約100msの継続時間を有し、この時間はマイクロプロセッサ回路網226が状態の切り換わりを認識するに十分な時間である。増大閉成変量700が論理1の状態に変化すると、変化円弧線702にて示されている如く上向き矢印ボタン変量、即ちスイッチ閉成変量704が真の状態、即ち論理1の状態になる。増大スイッチ変量686の短い継続時間の間トランジスタQ2

をオン状態にするこの論理状態は、変化円弧線 706 により示されている如く増大閉成変量 700 と同一の継続時間を有する。

【0099】符号 688 にて図 28 に示された増大スイッチ変量が長い時間存在する場合について見ると、対応する長い時間の上向き矢印ボタン閉成変量を与える論理が発生される。図 28 に於いて、変化円弧線 708 により示されている如く、スケルチボタン閉成変量 710 は変量 688 の開始に対応して開始する。この変量 710 は約 100ms の時間継続し、その時間が経過した時点に於いて変化円弧線 712 により示されている如く変量 710 は論理低状態、即ち論理 0 状態に変化し、符号 714 にて示された遅延変量が論理 1 状態、即ち論理真の状態に変化する。この遅延は約 200ms であり、その遅延時間の終了時点に於いて変量 714 が論理真の状態、即ち論理 1 状態より論理 0 状態に変化すると、変化円弧線 716 により示されている如く符号 718 にて示された増大閉成変量が論理真の状態、即ち論理 1 状態に変化する。この変量 718 は約 100ms 継続し、その継続時間の終了時点に於いて低下変化線 720 にて示されている如く論理 0 状態に変化する。上向き矢印ボタン閉成変量は変化円弧線 722 により示されている如く増大閉成変量 718 の開始と共に論理真の状態、即ち論理 1 状態に変化する。しかしこの変量の論理真状態は、変量 718 が低下変化線 720 にて示されている如く論理 0 状態に変化しても変化しない。論理真の状態、即ち論理 1 状態 724 は、増大スイッチ変量 688 が符号 726 にて示されている如く論理 1 状態、即ち論理真の状態より論理 0 状態に変化するまで継続する。上向き矢印ボタン閉成変量の論理真の状態は、変化円弧線 728 により示されている如く変量 688 の論理 0 状態への変化に対応して論理 0 状態に変化する。

【0100】図 26 には図 27、図 28 に於いて符号 704 又は 724 にて示された上向き矢印ボタン閉成変量を生成する構成が回路網 684 との関連で図示されている。回路網 684 はクロック制御されない基本モードの回路であり、NOR ゲート 730 により履行される AND 回路を含み、その入力は低レベルの真である。ゲート 730 に於ける AND 回路は NOR ゲート 732 として履行される OR 回路と共働し、入力が高レベルの真であり、出力は低レベルの真である。

【0101】回路 730 及び 732 の構成について見ると、増大閉成変量を伝達する導線 682 は OR 回路 732 の一方の入力端子に接続されている。OR 回路 732 の出力は導線 734 に与えられ、導線 734 は導線 736 を介してフィードバックの態様にて AND 回路 730 の他方の入力端子に接続されている。AND 回路 730 の出力は導線 738 を経て OR 回路 732 の他方の入力端子に与えられる。図示の構成によれば、短い時間のスイッチ駆動の場合には、増大閉成変量は真の状態として

導線 682 を経て OR 回路 732 へ供給され、導線 734 に出力として現れる。この出力は真の状態として AND 回路 730 へ供給される。AND 回路 730 より導線 738 に与えられる出力は論理 0 状態にあり、従って導線 682 の論理真の状態がなくなると（図 27 に於いて変化円弧線 706 にて示されている）、導線 734 の状態は論理 0 状態になる。導線 734 の論理状態が論理真の状態にあるときには、その低レベルの真はシュミットインバータ 740 により逆変換され、導線 742 に与えられるインバータ 740 の出力はベース抵抗器 R79 を経てトランジスタ Q2 のベースへ供給され、トランジスタ Q2 がオン状態にされる。逆に導線 734 の出力が論理 0 状態であるときには、トランジスタ Q2 はオフ状態にされる。

【0102】増大スイッチ 52 が押圧される場合について見ると、図 28 はブール論理変量 688 が長い時間真の状態にあることを示している。このことは導線 642 の増大スイッチ信号が AND 回路 730 に論理真の入力を与えることを意味する。増大閉成変量（そのブール論理状態が図 28 に於いて符号 718 にて示されている）が真の状態になると、OR 回路 732 の出力導線である導線 734 の状態が真の状態になる。この真の状態が導線 736 を経て AND 回路 730 へフィードバックされることにより導線 738 の出力が真の状態になり、導線 642 の増大スイッチ信号が AND 回路 730 に対し真、即ち論理 1 入力を与える限りラッチング状態が継続する。オペレータがスイッチ 52 を押圧する状態を解除すると、導線 734 の出力が論理低、即ち論理 0 状態に変化し、トランジスタ Q2 がオフ状態に切り換えられる。

【0103】下向き矢印スイッチ 53 と共働する回路網 625 は回路網 624 と同一に構成されている。回路網 625 はスイッチ 53 に関連する回路より導線 744 を経て入力を受ける。この入力はフィルタリングされ、その電圧レベルはブロック 746 にて示されている如く回路 632 と同一の要領にて変換される。かくして変換された電圧レベル出力は導線 748 に与えられ、導線 750 を経てブロック 752 にて示された下向き矢印ボタン閉成回路へ低減スイッチ変量を供給する。ブロック 752 に於ける機能は符号 684 にて示され図 27 及び図 28 との関連で上述した回路網の機能と等価な下向き矢印スイッチに関するものである。また導線 748 の低減スイッチ信号はブロック 754 にて示されたスケルチボタン閉成回路にも供給される。この回路の機能は回路網 654 と同一の要領にて実行され、スケルチボタン閉成時間をその出力として導線 756 に与え、該出力は導線 758 を経て抵抗 OR 回路の抵抗器 R72 及びトランジスタ Q3 へ供給される。またこの出力はブロック 760 にて示された遅延回路にも供給される。この遅延回路はスケルチスイッチの駆動と低減スイッチの閉成との間に遅延



を与え、回路網 670 に対応している。このスイッチ駆動間の遅延に続いて、導線 762 及びブロック 764 にて示されている如く、回路網 672 の前述の増大スイッチ閉成動作と同一の低減スイッチ閉成動作が生じる。この低減スイッチ閉成出力はブロック 752 にて示され上述の如く回路網 684 に対応する下向き矢印ボタン閉成回路まで延在する導線 766 に与えられる。回路 752 の出力は導線 768 に与えられ、導線 768 は抵抗器 R80 を介してトランジスタ Q4 に順バイアスを選択的に与える。

【0104】本発明の他の一つの局面は、腫瘍又は外傷より前哨リンパ節まで延在するリンパ管の経路を探索し調査する目的でシステム 10 を使用することを含んでいる。かかる目的でシステム 10 を使用し得ることは、放射線が血管やリンパ管の如き管状通路より放射している場合には放射線伝播の逆 2 乗則が成立しないという判断に主として基づくものである。特にかかる状況に於ける放射線の減衰は逆 1 乗の関係にある。このことは例えば、好ましくはコンピュータ 32 との関連で図 1 に示されたグラフィックスディスプレイの実施形態との組合せ

にてプローブ 20 を使用することにより、 $^{125}\text{I}$  を搬送するリンパ管を探索し得ることを意味する。管の単位長さ当りの活性度を示す放射線の逆 1 乗の減衰が図 29 に示されている。図 29 に関連する解析を行うに際しては、放射性原子よりなる放射線源が仮想面により囲繞され、放射線を吸収する媒体が存在しない場合には、仮想面の大きさや形状に拘らず全ての放射線がその仮想面を通過しなければならないことを確認すべく、グアス (Guass) の法則に対する直感的な類推が考慮された。 $\text{NnCi/ml}$  の活性濃度を有する長い円筒管 780 について考える。管 780 の半径  $r$  が測定されるべき放射線の半減長さに比して小さい場合には、その管内に於ける放射線の減衰を無視することができる。個々の光子の移動方向は無作為であるので、管 780 の中心より半径  $R$  の位置に於ける放射線の強度は管に沿う位置の関数でもなければ管の周りの角方向位置の関数でもない。また管 780 の表面を通過する全ての放射線は、符号 782 にて示された半径  $R$  の同心のシェルを通過するはずである。管 780 の単位長さ当りの各値が下記の式により表される。

【数 5】

$$(1) \text{ 管 } 780 \text{ の単位長さの容積} = \pi r^2$$

$$(2) \text{ シェル } 782 \text{ の単位長さの面積} = 2\pi R$$

$$(3) \text{ 問題にしている単位長さ又は断面を通過する光子の数}$$

$$= \pi r^2 N \cdot 37 \cdot k$$

ここに  $k$  は崩壊当りの光子の数

37 は  $1 \text{ nCi}$  の  $^{125}\text{I}$  について崩壊の数

$$(4) \text{ シェル } 782 \text{ の単位面積当りの光子の数}$$

$$= \frac{\pi r^2 N \cdot 37 \cdot k}{2\pi R} = \frac{37 k N r^2}{2 R}$$

【0105】以上より、上記式 (4) の分母には 2 乗の項が存在しないことが解る。

【0106】前面の面積が  $A$  である検出器が半径  $R$  の位置に配置され、面積  $A$  が  $2\pi R$  よりも遥かに小さい場合には、前述の  $^{125}\text{I}$  の放射線源について毎秒検出される光子の数は、 $\eta$  を検出器の効率として下記の式により表される。

【数 6】

$$(5) \frac{37 k N r^2 A \eta}{2 P}$$

【0107】数 29 に於いて符号 784 にて示されている如き長方形の検出器が管 780 に比較的近接して配置される場合には、その前面の有効面積は小さい。図 29 に於いて、前面の面積が円筒形のシェル 782 に投影される。この場合毎秒当りに検出される光子の数は下記の式により求められる。

【数 7】

$$(6) A = l w$$

$$(7) A = 2 l \tan \theta$$

$$(8) \text{ 投影面積} = 2 l R \theta$$

$$(9) \text{ 毎秒検出される光子} = \frac{37 k N r^2 A \theta \eta}{2 R \tan \theta}$$

$$\text{ここに } \tan \theta = \frac{w}{2 R}$$

$$(10) \text{ 毎秒検出される光子} = 37 k N r^2 l \theta \eta$$

【0108】リンパ管内にて移動する放射性物質の探索により明らかにされる放射線のこの 1 乗減衰より得られる利点が図 30 に図示されている。曲線 786 は例えば  $\text{mm}$  を単位とする任意の距離について正規化された計数率のレベルを示している。曲線 786 に沿ってプロットされた曲線 788 は古くから認識されている減衰の逆 2 乗則を示している。曲線 788 は非常に小さい値まで非常に迅速に且つ急激に低下することが解る。これに対し管 780 より計数率を示す曲線 786 の逆 1 乗則の関係



は距離の増大と共に遥かに穏やかに低下する。従って放射性物質が外傷や腫瘍より前哨リンパ節へ移動する際に於ける放射性物質を追跡する探査法が現実的な診断理学療法となる。かかる探査を行うべく、プローブ20はその軸線92が実質的に皮膚面に垂直に配向された状態にて皮膚に沿って移動される。リンパ管の位置を特定するためのプロット又はグラフィックスのダイナミックな表示を形成するたの一つの重要な局面は、プローブ20の軸線92が実質的に管と半径方向に整合された場合に、即ち半径Rと整合された場合に放射線カウン트의ピークが高くなることにある。かかる高いピークが動的にプロットされる場合には、医者はリンパ管の位置を容易に視覚化することができる。プローブ20が上述の要領にて使用される場合には、プローブ20の軸線92はまずリンパ管が存在する領域の皮膚に隣接する位置にスキャン面を郭定するよう配向される。次いでプローブ20は横

$$(11) \tan \theta 1 = \frac{x - \frac{w}{2}}{R}$$

$$(12) \tan \theta 2 = \frac{w + \frac{w}{2}}{R}$$

$$(13) w = R (\tan \theta 2 - \tan \theta 1)$$

$$(14) R (\theta 2 - \theta 1) = \text{半径} R \text{の円筒に対する幅} w \text{の投影}$$

$$(15) \text{毎秒検出される光子} = \frac{37 \text{ k N r}^2 \text{ A } \eta}{2 R} \cdot \frac{\theta 2 - \theta 1}{\tan \theta 2 - \tan \theta 1}$$

$$= \frac{37 \text{ k N A } \eta (\theta 2 - \theta 1)}{2 \pi w}$$

【0110】5. 39  $\mu\text{Ci}$ の総活性度を搬送する理論的な管について上述の値をプロットすることができる。図32はかかるプロットを示している。図32に於いて、理論的な検出器の表面が図31の要領にて両側へ管780の中心より10cmの距離の範囲に亘り横方向へ移動される。曲線790~795は管の中心よりの上下方向の距離がそれぞれ10mm、12mm、17mm、22mm、27mm、32mmである場合についての演算結果を示している。このグラフより、管780の中心よりの上下方向距離が増大するにつれて曲線は平坦になりピークが低くなることが判る。しかし曲線790及び791にて示されている如く距離が10mm及び12mmである場合には、非常に明確なピークが得られる。

【0111】図32の理論値は実験用管モデルを用いて実証された。外径1.6cm、内径1.38cm、全長19.8mmの重合体よりなる剛固な管が溶液に分散された11.0  $\mu\text{Ci}$ の $^{125}\text{I}$ にて注意深く充填され密封された。次いで1991年12月10日付にて発行された米国特許第5,070,878号記載されている如き従来

方向外方へ移動され、検出器の前面がスキャン面と平行な状態を維持しつつ戻される。

【0109】図31を参照して、上述の如き検査、即ちスキャンによってピークが形成されることを説明する。図31に於いて、検出器の前面784はまず図29に示されている如く配置される。次いで検出器の表面は同一の半径高さRの位置であって管780の中心より距離x隔置された位置まで横方向へ移動される。管780の中心よりの放射線の投影を考えると、検出器784'の左端は垂線より角度 $\theta 1$ 傾斜した角度の方向であって横方向の距離が $x - w/2$ の位置に位置し、検出器784'の他端は垂線より角度 $\theta 2$ 傾斜した方向であって横方向距離が $x + w/2$ の位置に位置する。これらの位置関係は下記の式により表される。

【数8】

のプローブが、管の表面の高さにて管を横切る方向にスキャンすることより開始し、次いで管より上方へ種々の高さ位置にて横方向へスキャンする図32について上述した要領にてスキャンするよう移動された。次いでその結果が図32の曲線と同様にプロットされた。但しこの場合長方形の表面形状ではなく円形の表面形状を有するプローブが内部に $^{125}\text{I}$ を有する管の中心より両方向へ10cmの距離範囲に亘り横方向外方へ移動された。得られた曲線が図33に図示されており、曲線800~805はそれぞれ管の外周よりの距離が0mm、4mm、6mm、10mm、20mmである場合を示している。曲線800~805のパターンを演算により求められた図32の曲線790~795と比較することにより、検出器の表面が内部に放射性物質を有する調査されている管と半径方向に整合されると、カウン트의ピークが理想的な状態に非常に近くなることが判る。

【0112】放射性物質を輸送するリンパ管の位置を特定するために使用されるプローブ20のカウント出力の動的グラフ表示が符号44にて図34に示されている。

符号44にて示された動的曲線を示す各点、即ちピクセルは、循環アクセス式のデータメモリに対し適宜に読み書きする工程の産物である。特に新たに平均演算されたデータ値が0.1秒毎にこの専用メモリに書き込まれる。このメモリに対する特定の読み書きアクセスにより曲線がディスプレイの右側より左側へスクロールせしめられる。かかるスクロールが行われるので、符号810にて示された点は最も最近のデータであり、符号812にて示された点は例えば約20秒前の如き最も古いデータである。かくして使用者が調査されるリンパ管を探して患者の皮膚に沿ってプローブ20を操作すると、プローブ20の軸線92が内部に放射性物質を有するリンパ管を指し示していることを表すピークが容易に認識される。しかし810より812までの各点は所定の重み平均値を表しており、生成に例えば0.5秒を要する。810より最も古い812までの各点は短い時間のサンプルの平均値又は合計値として生成される。例えばシステムは0.1秒の時間について得られたサンプルを使用し、これらの0.1秒の時間のサンプルは0.5秒以内に、即ちタイムウインドウ内に於いて連続的に平均演算される。かくして0.5秒の時間のデータの表示が0.1秒毎に更新される。このパルスフィルタリングの状況が破線の長方形814として図示されたダイナミックタイムウインドウについて図35に示されている。図34に於いて符号810にて示され図35に於いて符号816にて示された最も最近生成された点は既に設定された次の0.5秒のウインドウ814のための0.1秒のカウントサンプルの平均値である。これらの0.1秒のサンプルはより小さい点818により示されている。図35より、0.1秒のサンプリング時間しか使用されない場合には、ピークの位置を特定することが困難になることが判る。かかる状況は主として光子の放射線の方向が非常にランダムであることに起因する。また図35より、例えば図34に於いて符号810にて示されている如き任意の点がサンプリングの遅延時間を示し、従ってプローブ20は該プローブにより与えられる値に対し僅かにずれていることが判る。グラフィックス表示を見ることにより、使用者がプローブの軸線92に対するリンパ管の適正な位置を容易に視覚化することができる。

【0113】ディスプレイ42に於ける右方より左方へのスクロールを行うために採用される方法は使用されるコンピュータの機能に依存する。符号32にて示されている如き従来のパーソナルコンピュータの場合には、スクロールの方法はそのオペレーティングシステムの制約に依存する。一般に、従来のオペレーティングシステムについてスクロールが行われる場合には、ディスプレイ42内のスクリーンに表示される各点は予め指定されたコラム位置内にあり、各コラム位置もコンピュータのメモリ内の位置に応じて与えられる。パーソナルコンピュータのオペレーティングシステムについてのメモリの割

り当て動作が、メモリを示すブロック820について図36に解図的に示されている。このメモリ820は一般に矢印822にて示されたアドレス機能により右方より左方へ繰返し所定の順序にてアドレスされる。一般にメモリ820内の割り当て可能な一連のアドレス位置はそれぞれ0.5秒のカウントの平均値を受けるよう指定され、かかる位置のうちの最初の三つの位置がボックス824~826により示されている。データの収集が開始されると、1により示されたデータの最初の成分がメモリ位置824に与えられる。これに対応して0.5秒後に第二のメモリ成分が発生し、ボックス824に上書きされ、元の1にて示されていた最初のデータ成分は次のメモリ位置825に再度書き込まれる。このことがボックス824に2が追加され1に/の記号が追加されることにより示されている。次いで0.5秒のデータの第三の成分が元の2にて表示された成分に上書きされるようボックス824に書き込まれ、元の第二のデータ成分は元の第一のデータ成分に上書きされるようメモリ位置825に書き込まれる。またメモリ位置825に1にて示されていた第一のデータ成分は隣接する次のメモリ位置826に再度書き込まれる。かくして上書きされたデータ成分が/の記号にて抹消された状態でボックス824~826に示されている。かかる従来の方法を用いてスクロールを行うことができるが、この方法は非効率的である。

【0114】例えば制御装置12のLCDディスプレイに専用のメモリを使用することができる場合には、その専用のメモリはソフトウェアによって一層効率的に使用されることにより循環メモリとして使用される。図37にはブロック830によりメモリ素子が図示されており、このメモリの循環機能がループ832により解図的に示されている。三つのメモリ位置がボックス834~836によってメモリ830内に図示されており、1~3の一連のデータがそれぞれ各ボックスに書き込まれている。このデータは矢印838にて示された書き込みポイントによりメモリの終端まで連続的に書き込まれる。読取りポイントが矢印840にて示されている。読取りポイント840は左方より右方へ漸次移動されるが、書き込みポイント838は右方より左方の方向へメモリ内にデータを書き込む。これらのポイントはループ832により示されている如く環状に移動する。しかしスクロールを達成すべく、読取りポイントの位相はメモリ830全体に亘り各読取り毎に変化される。全てのデータが所定量ずつ左方へ移動され、最も古いデータが上書きされることによってメモリより消去される。一般に設計者は読取り及び書き込みが同一のメモリ位置に於いて行われることを防止する種々の方法を採用することができる。

【0115】注射された放射性物質の移動を追跡する際にシステム10を使用することに関し、右上肢が前方よ

り見た状態にて図示され符号850にて全体的に示された図38を参照する。前腕には影線が付された点状の領域852として図示された皮膚黒色腫が図示されている。この病巣852は手術によって医者により容易に視覚的に同定され、放射性物質が好ましくはその病巣の周りにて四つの等間隔に隔置された位置に注射される。かかる目的で任意の種々の放射性物質が使用されてよいが、好ましい放射性物質は $^{99m}\text{Tc}$ にて標識されたイオウコロイドである。上述の如くこの特定の放射性物質は比較的低廉であり、市場に於いて容易に入手可能であり、また認可された放射性薬品の代表的なものである。このイオウコロイドを使用することに関する他の一つの利点は、その半減期が短く(6時間)、そのためそれが注射された後の約三日間のうちに患者の体内より実質的になくなるということである。病巣の周りに4分の1の間隔にて放射性物質が注射されると、その病巣852のすぐ周囲に高計数率、即ちカウント強度の高い領域が形成される。一般にかかる高活性度の領域の境界は隆起した部分の外縁854により示されている如く現れる。

【0116】図示の例の場合には、医者は符号856にて全体的に示された腋窩の何れかの位置に存在する前哨リンパ節へ向けてドレナージが発生することが判る。注射された放射性物質は腋窩856内の何れかの箇所が存在する最初の前哨リンパ節(図に於いては符号860にて示されている)へ向けてリンパ管858に沿って移動する。かかる移動を追跡すべく、プローブ20は一連の横方向のスキャン移動をするようグラフィックスディスプレイ42との組合せにて使用され、この場合の一連の横方向のスキャン移動は図29乃至図33に関連して上述した要領にてプローブ20を操作することにより得られる明確なピークの形成を有効に利用するよう行われる。この場合の横方向の移動軌跡が破線862にて示されている。プローブ20は例えば一連の位置20a~20dにより示されている如く操作されるが、医者は図34に於いて符号44にて示されている如きグラフィックスを観察する。プローブ20がリンパ管858上に存在する場合の位置はグラフィックス44に於ける曲線のピークのレベルを観測することによって決定され、その場合データの収集及び平均演算がマイクロプロセッサに基づく制御装置により実行されることの結果として生じるごく僅かな遅れが認められることに留意されたい。ピークがプローブ20の位置と関連で認識されると、医者は例えばかくして位置を特定されたリンパ管上の皮膚に小さいインクの点を付す。プローブの位置20a~20dは図に於いては明瞭化の目的で幾分か傾斜した状態にて図示されているが、プローブの好ましい方向は、検出器の軸線92が図29との関連で上述した方向を有し、検出器の前面がスキャン面と幾分か平行な関係をなすようスキャン平面内に設定される。破線864により示され

た軌跡により図示されている如く、例えば病巣852より更に離れた位置にて他のスキャンが行われる。この場合にもプローブは一連のプローブ位置20a~20dにて示された軌跡に沿ってスキャンされ、この場合のスキャン方向はスキャン軌跡862について図示された方向とは反対である。一對の矢印866により示されている如く、上腕を横切ってその前方側より両方向へ他のスキャンが行われる。

【0117】ピークの判定は、リンパ管858よりの放射線の減衰が2乗の関数ではなく1乗の関数であることを示す図29及び図30との関連で上述した観察法により行われる。しかし前哨リンパ節860には放射性物質が蓄積しているので、かかる追跡工程が前哨リンパ節860に近付くにつれて計数率の値が増大する。従って前哨リンパ節860は放射線の放射点源としての特徴を示し、放射線の減衰は放射線伝播の逆2乗則に従って生じる。この位置に於いては、プローブ20の他の使用方法が採用される。即ちこの領域に於いては、プローブ20はスイッチ27を使用することによって行われる前述のスケルチ工程及び閾値調節装置48を使用して行われる計数率閾値調節を使用することにより使用者を前哨リンパ節860へ案内するガイドとなる。放射線計数率が前哨リンパ節860の近傍に於いて急激に増大すると、まずリンパ節860より放射される放射線強度の高い領域の外縁の位置に於いて基本係数率が求められる。プローブ20は例えば×印が付された点868に配置され、次いでスケルチスイッチ27が押圧され、閾値となる基本計数率が5秒間求められる。この基本計数率が求められると、範囲を特定するスキャンが高計数率の領域を横切って行われ、医者はそのスキャン中制御装置12より出力される聴覚音を聞く。特にプローブ20は位置20aより位置20bまで破線870にて示された第一の軌跡に沿って移動される。プローブ20が前哨リンパ節860の上方を通過すると、聴覚音の周波数が高くなり、その聴覚音により範囲が示される位置が図7との関連で上述した要領にて観察される。次いで例えば位置20aより位置20bまで破線872により示された横断方向の軌跡に沿ってプローブを移動させることにより、横断方向の軌跡872に沿うスキャンが行われる。

【0118】次いで例えば閾値調節装置48のスイッチ52を使用することにより、係数率閾値が上昇され、図7との関連で上述した範囲特定工程にて聴覚出力の境界が求められる。前哨リンパ節860の直上の位置が判定されると、小さい切開が行われ、プローブの軸線92がリンパ節860を直接指し示し、プローブ20の窓84が実質的にリンパ節860に隣接した状態になるまで、同一の工程が切開の部分を経てリンパ節860へ向けて行われる。かくして前哨リンパ節860は鎖骨876に近い位置に存在する鎖骨下リンパ節874の如き隣接する他の所属リンパ節より区別され同定される。勿論前哨

リンパ節 860 の周りの腋の下領域には他の腋窩リンパ節が存在する。前哨リンパ節 860 が摘出されると、そのリンパ節は転移の有無を判定するための病理学者による調査に付される。前述の如く、スケルチスイッチ 27 はかかる判定特定工程以外に於いて使用される。しかしこの工程には 5 秒間のカウント時間が必要である。閾値調節装置 48 を使用することにより閾値の調節を一層迅速に行うことができる。但し前述の如く閾値レベルの変化可能な範囲には限界がある。閾値のレベルがその限界に到達すると、基本計数率を再度求めるべく他のスケルチ工程が行われる。

【0119】図 39 には右側の下肢が前側より見た図として符号 890 にて全体的に示されている。膝より上方の右太腿には符号 892 にて示された皮膚黒色腫が存在する。図 38 との関連で上述した工程の場合と同様、医者により視覚的に容易に認識され同定される病巣 892 の周りの等間隔の位置に放射性物質が注射される。この注射により隆起部の境界 894 により示されている如く病巣 892 を圍繞する高計数率値の領域が形成される。次いで医者は放射性物質が所定のリンパ管内へ移動するに必要な比較的短い時間が経過した後、何れのリンパ管が放射性物質を輸送しているかを判定する。かかる目的で、円形の破線 896 により示されている如く腫瘍組織 892 の領域を圍繞し且つこれより隔置された軌跡に沿ってプローブ 20 が移動される。プローブ 20 が放射性物質を搬送するリンパ管上を通過すると、そのリンパ管を示すピークがディスプレイ 44 のグラフィックスに現れる。かかるリンパ管が図 39 に於いて符号 898 にて示されている。

【0120】放射性物質を輸送するリンパ管の位置が判定されると、リンパ管 898 の位置がグラフィックスのピークにより特定された場合と同様の要領にて、軌跡 862 及び 864 との関連で上述した工程と同様の工程が行われる。鼠径部に沿う二つのスキャン軌跡が符号 900 及び 902 にて示されている。グラフィックス 44 にピークが認められると、プローブの位置が医者の記憶に留められ、或いは放射性物質を輸送するリンパ管が探查され調査される皮膚の表面に小さいインクの点が付される。リンパ管 898 は大腿静脈 906 より延在する太い伏在静脈 904 を通過して延在しており、大腿静脈 906 の上方には鼠径靱帯 908 が存在している。リンパ管 898 に繋がる前哨リンパ節が、領域 910 に存在する表面鼠径リンパ節として一般に同定される所属リンパ節内のリンパ節 912 として図示されている。比較的高い濃度の放射性物質を含み符号 912 にて示された前哨リンパ節に到達すると、グラフィックス 44 は計数率値の急激な上昇を示し、従って検出及び摘出工程の第二の局面が行われる。即ち計数率値の高い領域の外縁、例えば×印 914 にて示された位置に於いてスケルチ工程、即ち基本計数率を求める工程が行われる。この工程はスイ

ッチ 27 を駆動することにより、或いは制御装置 12 に設けられたスイッチ 71 を駆動した後スイッチ 70 を駆動することにより達成される。前述の如く、上述のスイッチの駆動によりシステムによって 5 秒間のカウントが行われる。

【0121】かくして基本計数率が求められると、医者は前哨リンパ節 912 の位置を示す計数率値の高い領域を横切って最初の範囲特定工程を行う。かかる範囲特定工程のスキャン軌跡が図 39 に於いて符号 916 及び 918 にて示されている。図 7 との関連で上述した工程により、まず患者の皮膚に於いて前哨リンパ節 912 の範囲が容易に特定され、しかる後小さい切開が行われ、聴覚出力を使用するプローブ 20 の移動により横方向及び z 軸に沿う方向の両方向について前哨リンパ節 912 の範囲を特定する際の係数率閾値を増大させるべく、例えばスイッチ 52 を駆動する工程が行われる。医者がシステムが適正に作動していることを確信し得るよう、プローブ 20 の移動終了位置はプローブを極く僅かに移動しても音が聞こえる位置であることが好ましい。例えば閾値調節装置 48 のスイッチ 52 を使用して閾値としての計数率を増大させ得る範囲には限界がある。閾値がシステムの限界に到達すると、例えばプローブ 20 に設けられたスイッチ 27 を駆動することにより、他のスケルチ工程が行われなければならない。

【0122】図 40 には患者の背中の上方向部分が符号 920 にて全体的に示されており、該上方向部分の中央には皮膚黒色腫 922 がある。場合によっては医者は放射性物質のドレネージがそれぞれ符号 924 及び 926 にて全体的に示された右腕及び左腕に対応する腋窩リンパ節領域まで延在していることを発見する。放射性物質が病巣 922 の位置の周りに注射され、これにより隆起部の境界 928 により示された計数率値の高い領域が形成される。放射性物質が前哨リンパ節まで延在するリンパ管に沿って移動するに十分な時間が経過した後、プローブ 20 が高計数率の領域の境界 928 を圍繞し且つこれより隔置された軌跡、例えば破線 930 により示された円形の軌跡に沿って移動される。二つの前哨リンパ節が例えば符号 932 及び 934 にて示されている如く存在するものと仮定すると、リンパ管 936 に遭遇した場合及びリンパ管 938 に遭遇した場合にディスプレイ 42 に視覚的出力のピークが現れる。従って各リンパ管 936 及び 938 は上述の要領により探查され調査される。例えばリンパ管 936 の場合には、破線 940 にて示された軌跡に沿ってスキャンが行われる。リンパ管 936 はグラフィックス 44 を観察しながら符号 20a にて示された位置より符号 20b にて示された位置までプローブ 20 を横断方向にスキャンすることにより探查される。位置 20a 及び 20b に於けるプローブは、検出器の軸線 92 が患者の皮膚に於けるスキャン面に垂直な望ましい延在方向に対し僅かに傾斜した状態にて図示されてい

る。このことは図示を明瞭にするためである。

【0123】リンパ管 936 がディスプレイ 42 に計数率のピークが現れることとの関連で上述のスキャンにより探查されると、前哨リンパ節 932 が存在する領域が計数率値が高くなることによって判定される。この場合プローブ 20 はかかる計数率値が高い領域の外縁に配置され、スケルチ工程、即ち基本計数率を求める工程が例えばスイッチ 27 を駆動することにより又はスイッチ 71 及び 70 を順次駆動することにより実行される。かくして基本計数率の閾値を求めるための位置が×印 942 により示されている。この基本計数率の閾値が求められた後、高計数率値の領域が破線 944 及び 946 により示された直交する軌跡の如き二つの横方向にスキャンされる。次いでプローブ 20 が直接前哨リンパ節 932 の上方に位置するようになるまで図 7 との関連で上述した如く範囲特定工程が行われる。この位置に於いて小さい切開部が形成され、プローブ 20 の前面が実質的に前哨リンパ節 932 に隣接し且つその軸線 92 が前哨リンパ節を直接指し示す状態になるまで、例えば閾値調節装置 48 のスイッチ 52 を使用して範囲特定工程が上述の如く継続される。次いで前哨リンパ節 932 が転移の有無について検査されるよう摘出される。

【0124】同様に、腋窩リンパ節領域 926 へ向けて延在するリンパ管 938 も探查され調査される。例えばプローブ 20 を破線 948 にて示された軌跡に沿って符号 20a にて示された位置より符号 20b にて示された位置まで移動させることにより、軌跡 948 に沿う 1 回又はそれ以上のスキャンが行われる。プローブが前哨リンパ節 934 の位置に到達すると、ディスプレイ 42 に於ける計数率値が上昇し、工程はスケルチ即ち閾値に基づく案内工程へ移行する。閾値としての基本計数率を求める工程、即ちスケルチ工程が前哨リンパ節 934 の上方の係数率値の高い領域に隣接する位置に於いて、例えば×印 950 により示された位置に於いて行われる。プローブ 20 に設けられたスイッチ 27 を駆動することにより、又は制御装置 12 に設けられたスイッチ 71 及び 70 を順次駆動することにより基本計数率求められた後、範囲特定工程が図 7 との関連で上述した如く実行される。破線の軌跡 952 及び 954 により示されている如く高計数率値の領域に対し直交する方向のスキャンが行われることが好ましい。かかる一連のスキャンが行われる際にスイッチ 52 を駆動して閾値としての基本計数率を高くすることにより、或いはスイッチ 27 を使用するスケルチ工程により、プローブ 20 の軸線 92 が前哨リンパ節 934 の上方よりそれを直接指し示す状態になるまで前哨リンパ節 934 の範囲が特定される。次いで小さい切開部が形成され、範囲特定工程を行うためにプローブ 20 を移動させる距離が極く僅かになるまで切開部を経て範囲特定工程が継続される。この時点に於いてはプローブ 20 の窓 84 は前哨リンパ節 934 に隣接

し、検出器の軸線 92 は前哨リンパ節を直接指し示す状態になる。次いで前哨リンパ節 934 が転移の有無について検査されるよう摘出される。かくしてこの診断工程は観血性が低く、符号 956 にて示されている如き他の疾患していない腋窩所属リンパ節が乱されることがない。

【0125】図 41 には患者の背中の上方向部分が皮膚黒色腫、即ち病巣 962 と共に符号 960 にて全体的に示されている。この図 41 は病巣 962 に関連するリンパ管 964 が符号 966 及び 968 にて示されている如く分岐し、従って二つの前哨リンパ節 970 及び 972 が存在する場合を示している。病巣 962 は医者により視覚的に同定され、しかる後放射性物質が病巣の周りの等間隔の位置に注射され、これにより符号 974 にて示された計数率値の高い隆起した領域の境界が形成される。放射性物質がリンパ管 964 に沿って移動するに必要な時間が経過した後、例えば腫瘍組織 962 及びその境界 974 を圍繞し且つこれより隔置された円形の軌跡の如き軌跡に沿う最初のスキャンが破線の円 976 により示されている如く行われる。グラフィックス 44 に於けるピークの検出との関連で行われるこの工程により、放射性物質を輸送するリンパ管 964 が特定される。従って図 38 乃至図 40 との関連で上述した要領にて例えば軌跡 978 ~ 982 に沿って一連の横断方向のスキャンが行われる。

【0126】例えば破線にて示された軌跡 982 に沿う探查スキャンが行われると、ディスプレイ 42 には二つのピークが現れる。これら二つのピークを区別すべく、図 4 との関連で上述したコリメータ 140 であって、プローブ 20 と共に図 41 に示されたコリメータ 140 を使用することに或る程度の意義がある。このことにより二つのリンパ管 996 及び 998 が互いに区別される。プローブが一對の前哨リンパ節 970 及び 972 に到達すると、前哨リンパ節 970 及び 972 の周りの計数率値の高い領域の外縁に於いて、例えば×印 984 にて示された位置に於いて、例えばプローブ 20 に設けられたスイッチ 27 を駆動することによってスケルチ工程が行われる。次いでコリメータ 140 を使用して前哨リンパ節 970 及び 972 の上方の領域に於いて横方向にスキャンが行われ、閾値調節装置 48、特にそのスイッチ 52 を使用して基本計数率調節工程が行われる。プローブ 22 の検出器がコリメータ 140 により過剰の横方向の放射線の影響より遮閉された状態で前哨リンパ節 970 及び 972 の範囲が特定されると、小さい切開部が形成され、リンパ節 970 及び 972 が転移の有無について検査されるよう切除される。

【0127】また本発明のシステムは乳癌に関連する前哨リンパ節の位置の特定にも適用可能である。図 42 には胸部が符号 990 にて全体的に示されている。この胸部 990 には内部に存在する腫瘍 992 が図示されてい

る。更に図 4 3 には腫瘍 9 9 2 が断面図として図示されており、肋骨 9 9 6 に隣接する胸筋 9 9 4 が図示されており、更にそれより内側に位置する乳腺下動脈 9 9 8、肋間筋肉 1 0 0 0、肋骨の間に延在する栄養血管 1 0 0 2 も図示されている。腫瘍 9 9 2 は符号 1 0 0 6 にて全体的に示されたリンパ系と共に胸部組織 1 0 0 4 内に位置している。腫瘍 9 9 2 の近傍に放射性物質を注射することにより、黒色腫との関連で上述した工程が前哨リンパ節の位置を特定するために行われる。医者には前哨リンパ節へ繋がるリンパ管が腋窩へ向けて延在していることが解る。図 4 2 に於いてはかかるリンパ管が符号 1 0 0 8 にて示されている。リンパ管 1 0 0 8 はグラフィックス 4 4 に表示される計数率のピークを観察しつつプローブ 2 0 をリンパ管に対し横方向へ移動させることによって上述の要領にて追跡される。かかるリンパ管 1 0 0 8 の探査のための典型的なスキャン軌跡が破線 1 0 1 0 ~ 1 0 1 4 により示されている。

【0 1 2 8】腋窩の所属リンパ節内に存在する前哨リンパ節が符号 1 0 1 6 にて示されている。また鎖骨下リンパ節が符号 1 0 1 8 にて全体的に示されており、腋窩静脈 1 0 2 2 に隣接する外側リンパ節群が符号 1 0 2 0 にて全体的に示されている。リンパ管 1 0 0 8 の探査中にプローブが前哨リンパ節に近付くと、計数率値が増大し、しかる後かかる計数率値の高い領域の境界に於いて、例えば×印 1 0 2 4 により示された位置に於いて、例えばスイッチ 2 7 を駆動することによるスケルチ工程、即ち基本計数率を求める工程が行われる。基本計数率が求められると、前哨リンパ節 1 0 1 6 の上方の計数率値の高い領域が例えば破線 1 0 2 5 及び 1 0 2 6 にて示された軌跡に沿ってスキャンされる。この場合プローブはまず軌跡 1 0 2 5 に沿う符号 2 0 a にて示された位置に配置され、前哨リンパ節 1 0 1 6 を通過して符号 2 0 b にて示された位置まで移動される。前哨リンパ節 1 0 1 6 が皮膚の上方より同定されるまで、範囲特定工程が図 7 との関連で上述した如く実行される。次いで小さい切開部が形成され、例えば閾値調節装置 4 8、特にそのスイッチ 5 2 を使用して範囲特定工程が行われる。或いはスケルチ工程はスイッチ 2 7 を使用して行われてもよい。次いで前哨リンパ節 1 0 1 6 が切除され、癌の関与についての検査に付される。腋窩に於ける実質的に全ての所属リンパ節を除去する従来の外科方法に比して、本発明のシステムによる診断法の観血性が低いことが解る。

【0 1 2 9】本発明の範囲内にて上述のシステム及び方法に種々の変更が加えられてよいので、上述の説明及び添付の図面に示された全ての事項は例示のためのものであり、本発明を限定するものではない。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明によるシステムの外観図である。

【図 2】内部構造を示すべく一部破断された状態にて図

1 のシステムに使用される放射線プローブを示す側面図である。

【図 3】図 2 の線 3-3 に沿う拡大部分断面図である。

【図 4】内部構造を示すべく破断された状態にて図 2 のプローブに使用されるコリメータを示す部分側面図である。

【図 5】図 1 に示された制御装置及びプローブに使用される回路の一部を示すブロック図である。

【図 6】図 1 に示された制御装置及びプローブに使用される回路の残りの部分を示すブロック図である。

【図 7】本発明によるシステムに使用されるスケルチに基づく案内方法を示すスキャン範囲と係数率値との間の関係のグラフである。

【図 8】電流レベル信号を発生する目的で図 2 の放射線プローブ内に使用される回路の電気回路図である。

【図 9】図 1 に示された制御装置のリセットカウンタスイッチ及びスケルチスイッチの機能をエミュレートする信号を発生する回路の電気回路図である。

【図 1 0】図 9 の回路の動作を示すパルス出力線図である。

【図 1 1】図 9 にブロックにて示された弁別器回路の動作を示す状態図である。

【図 1 2】図 9 に示された回路の開発に使用される準基本フローチャートである。

【図 1 3】図 1 2 に示されたフローチャートを分析するための含意テーブルである。

【図 1 4】図 1 2 及び図 1 3 との関連にて形成された縮小フローチャートである。

【図 1 5】割り当てマップを示す図である。

【図 1 6】図 1 4 及び図 1 5 について形成された励起テーブルである。

【図 1 7】変量 Q1 についての出力テーブルである。

【図 1 8】リセットカウンタ変量について形成された出力テーブルである。

【図 1 9】変量 Q0 について形成された出力テーブルである。

【図 2 0】バックグラウンド変量について形成された出力テーブルである。

【図 2 1】図 9 に示された回路の一部の結線図である。

【図 2 2】図 9 に示された回路の他の一部の結線図である。

【図 2 3】図 9 に示された回路の他の一部の結線図である。

【図 2 4】図 9 に示された回路の更に他の一部の結線図である。

【図 2 5】図 1 に示された閾値調節装置に使用される回路の結線図である。

【図 2 6】図 6 に示された遠隔スケルチトリム論理回路をその一部をブロックとして示す電気回路図である。

【図 2 7】通常のスイッチ駆動に対する図 2 6 の回路の



動作をブール論理状態について示すタイミング図である。

【図 28】長い時間のスイッチ駆動に対する図 26 の回路の動作をブール論理状態について示すタイミング図である。

【図 29】リンパ管よりの放射線の放射を評価する際に使用される管の斜視図である。

【図 30】逆 2 乗則及び逆 1 乗則に従う放射線伝播の正規化されたカウントを放射線源よりの距離を横軸として示すグラフである。

【図 31】放射線源を搬送する管より離れる方向へ結晶検出器を移動させる際のフォールオフ効果を解析する際に使用される説明図である。

【図 32】結晶検出器の表面が種々の高さ位置にて放射線源搬送管を横切って移動される際のカウントの理論値を放射線源搬送管の中心よりの距離について示すグラフである。

【図 33】結晶検出器がプラスチック管内に收容された放射線源に対し上下方向及び横方向に移動される実験により得られたグラフである。

【図 34】図 1 に示された視覚的に認識可能な出力の拡大図である。

【図 35】移動平均フィルタリング機能の説明図である。

【図 36】図 34 の視覚的出力を発生するために使用されてよいメモリ構造の説明図である。

【図 37】図 36 のメモリ構造の代わりとして使用されてよい専用循環メモリ構造の説明図である。

【図 38】皮膚黒色腫、リンパ管、前哨リンパ節、鎖骨

リンパ節、鎖骨下リンパ節の位置を示す右上肢の正面図である。

【図 39】皮膚黒色腫より所属表面鼠径リンパ節へ向かうリンパ管ドレナージを示す下肢の前内側の図である。

【図 40】中央に位置する皮膚黒色腫及び二つに分岐したリンパ管ドレナージを示す上腕の背面図である。

【図 41】対をなす前哨リンパ節に繋がる分岐リンパ管と共に皮膚黒色腫を示す上腕の斜め後方よりの背面図である。

【図 42】乳癌よりのリンパ管ドレナージを示す上腕の正面図である。

【図 43】癌組織を示す図 42 に示された胸部の断面図である。

【符号の説明】

10…システム

12…制御装置

20…プローブ

26、27…圧電スイッチ

32…パーソナルコンピュータ

48…閾値調節装置

52、53…スイッチ

70…リセットカウントスイッチ

71…スケルチスイッチ

73…増大スイッチ

74…低減スイッチ

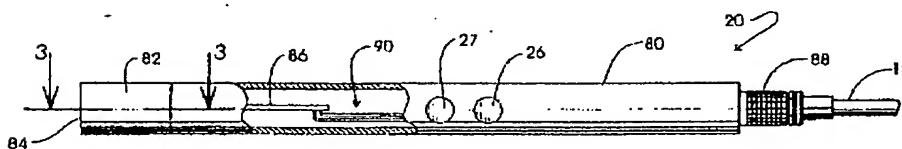
80…ハウジング

84…窓

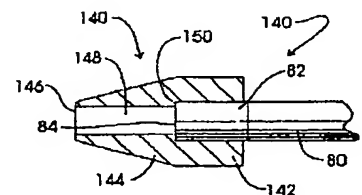
112…テルル化カドミウム結晶検出器

140…コリメータ

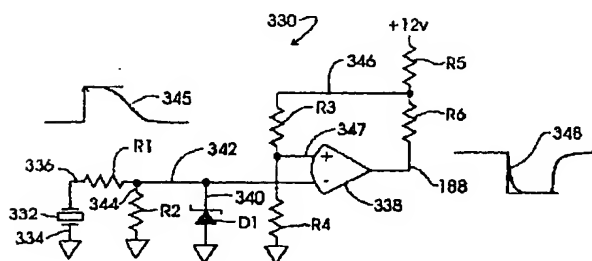
【図 2】



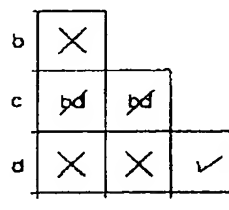
【図 4】



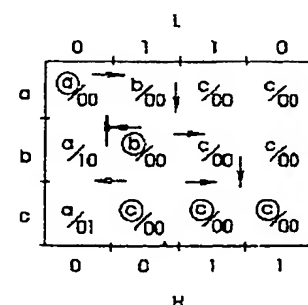
【図 8】



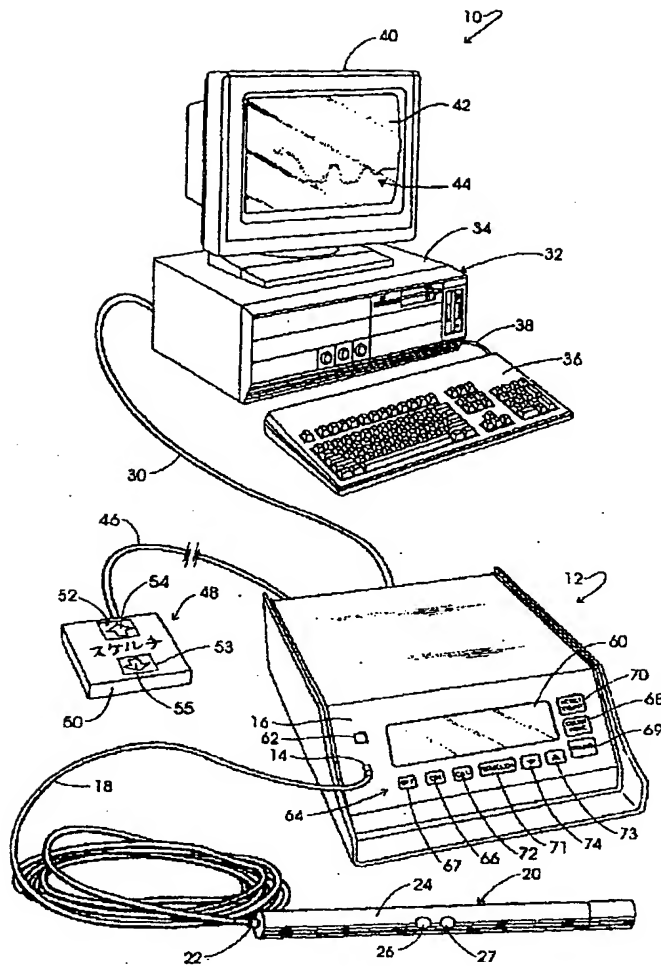
【図 13】



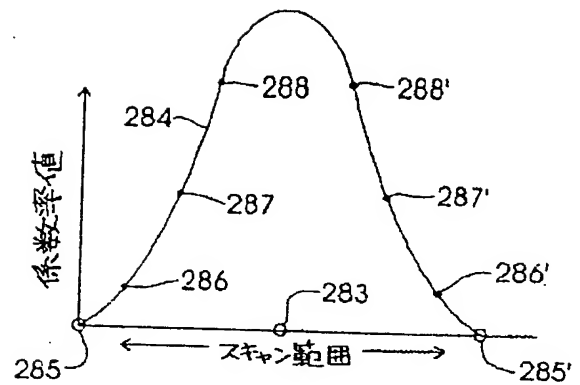
【図 14】



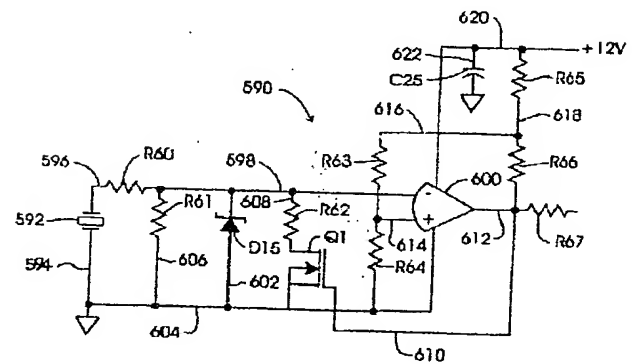
【図 1】



【図 7】

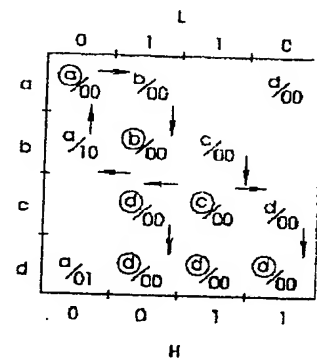
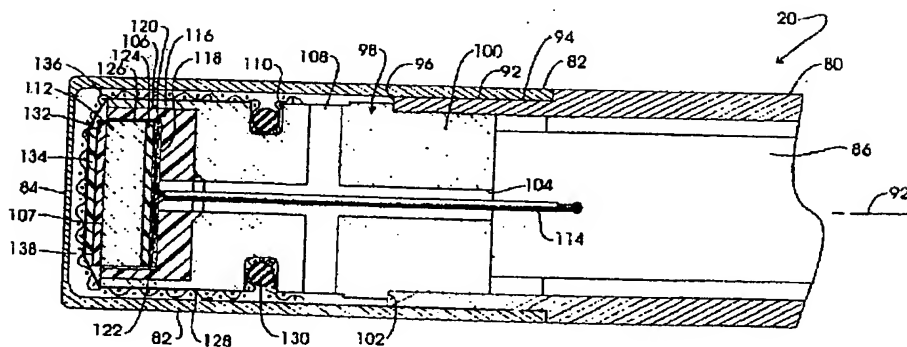


【図 25】

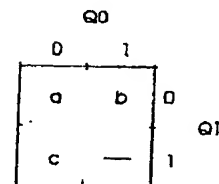


【図 12】

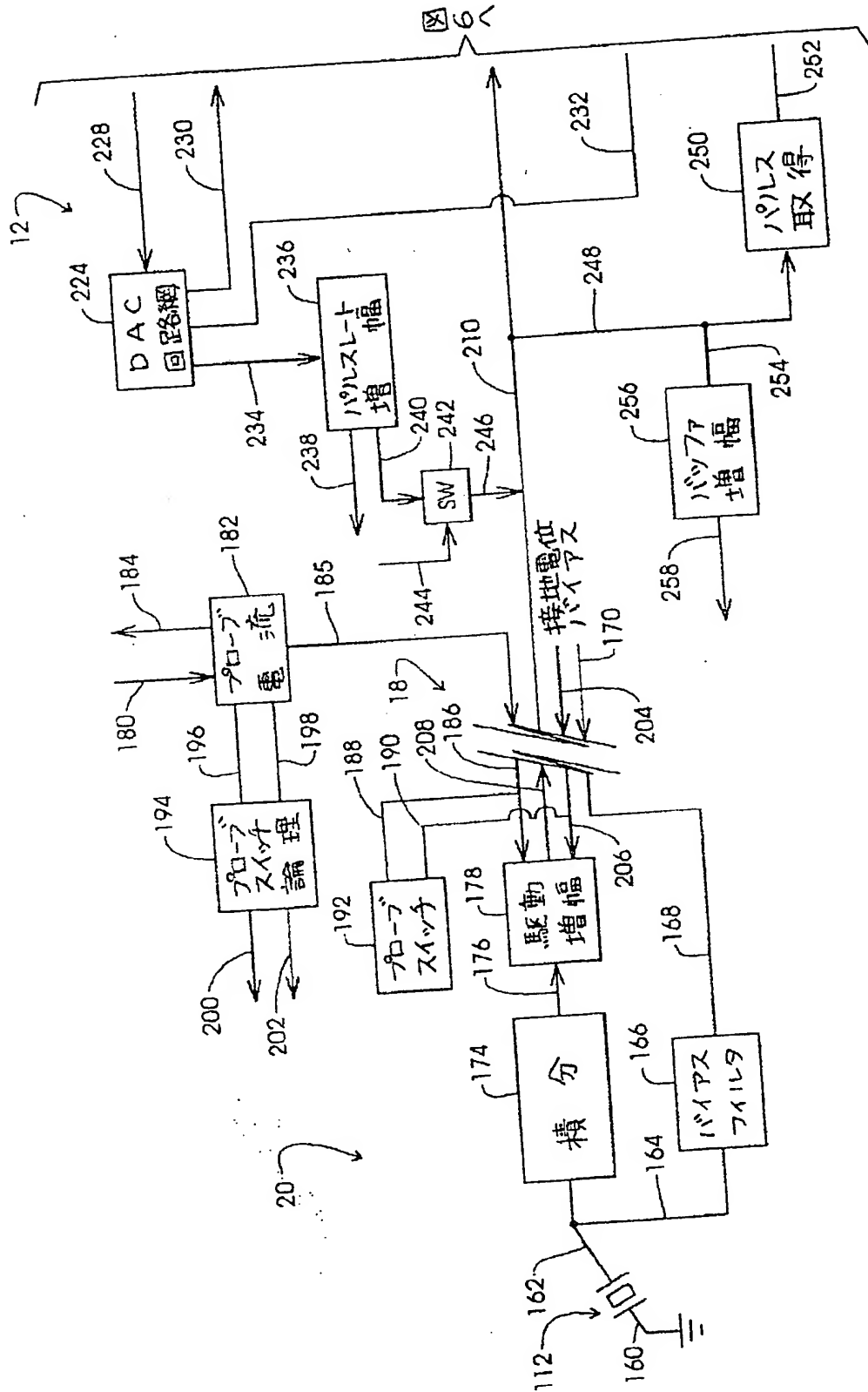
【図 3】



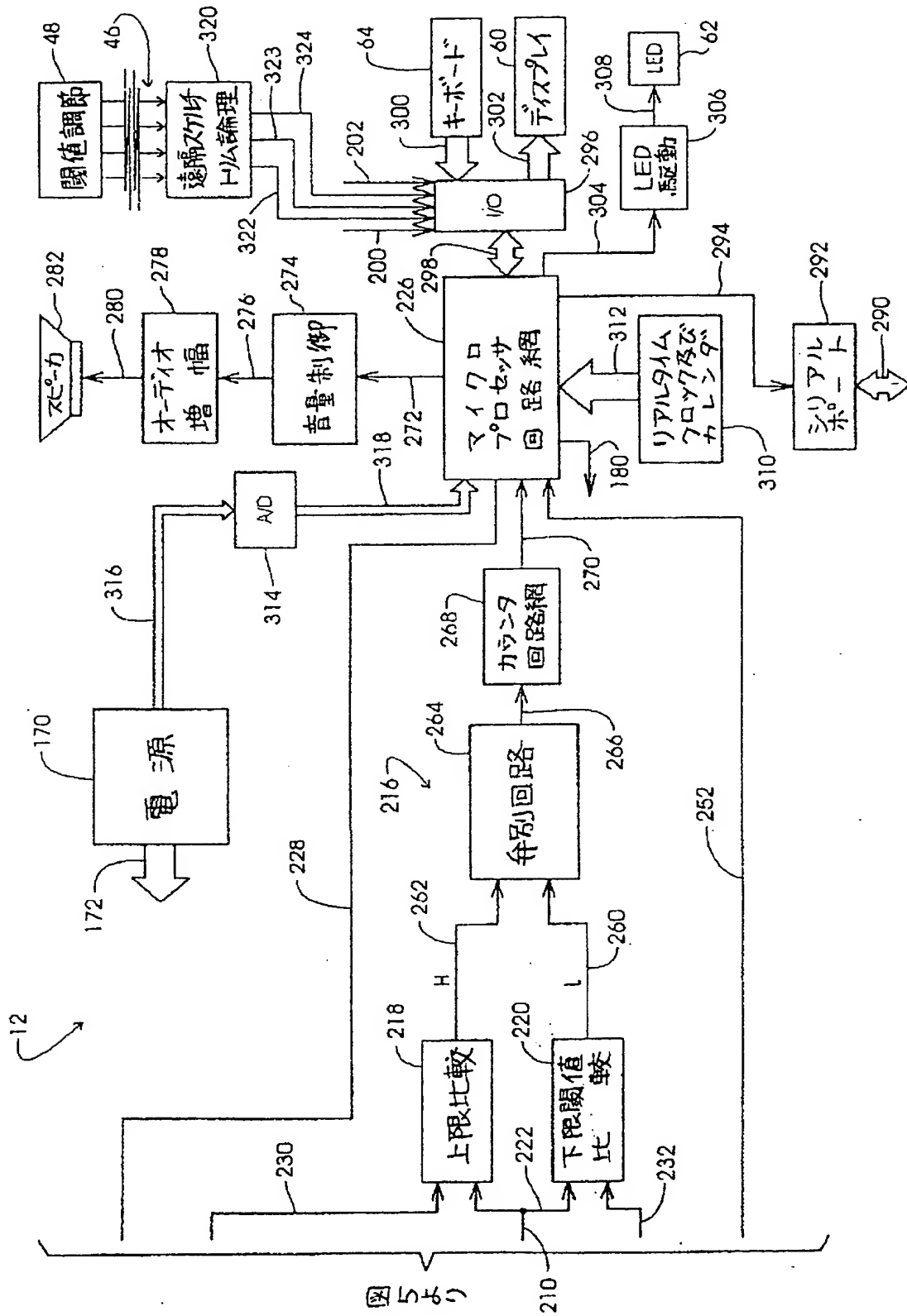
【図 15】



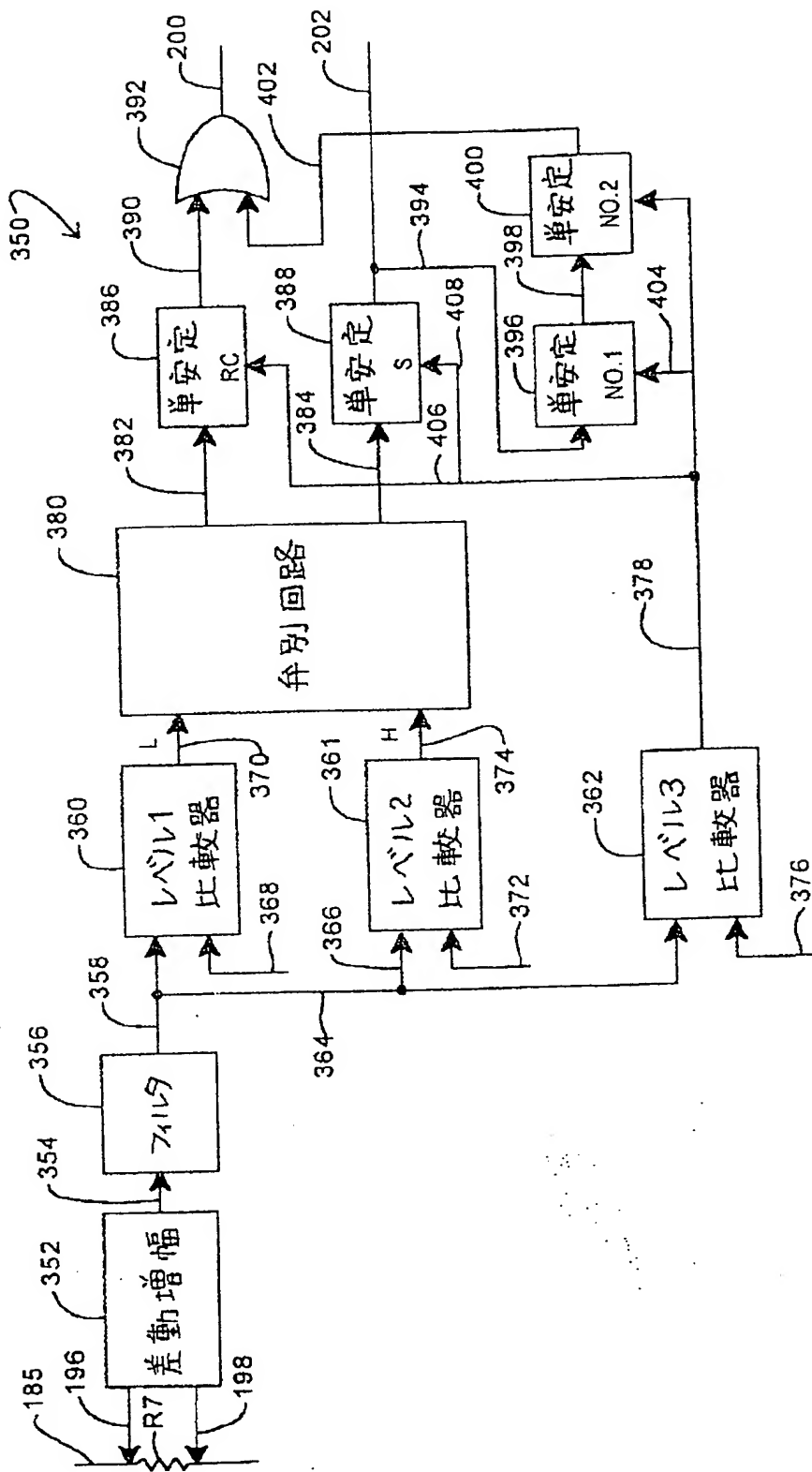
【図5】



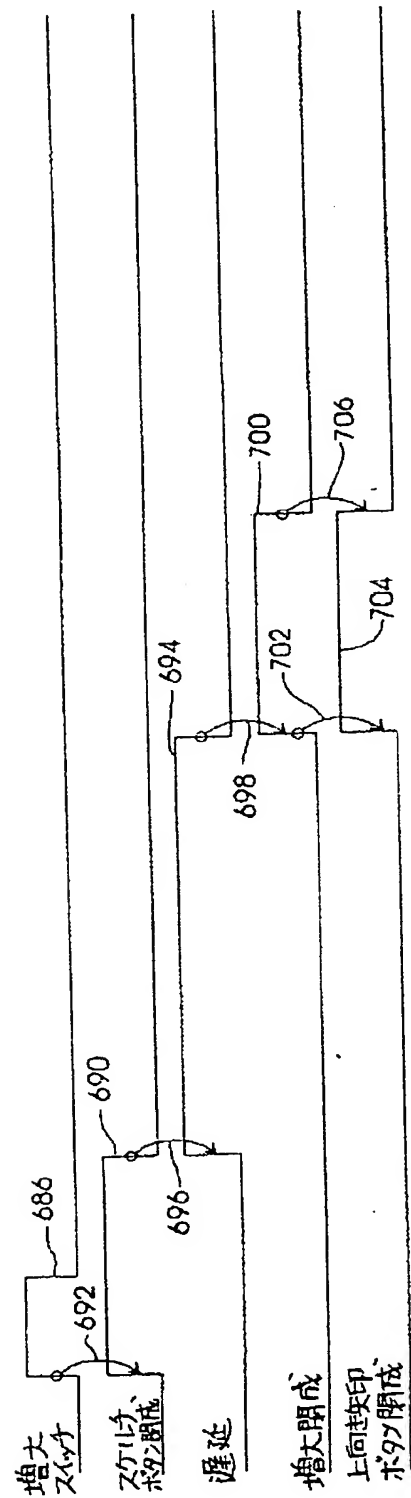
【図6】



【图9】



【図 27】



Timing diagram for the control system of the first embodiment. The diagram shows the relationship between several signals over time, separated by a vertical line representing the present time.

- リセットカウンツスイッチ (Reset Counter Switch):** Signal 410. It is active (high) for a short duration before the present time.
- スケルチスイッチ (Chirp Switch):** Signal 414. It is active (high) for a short duration after the present time.
- 制御装置のリセット (Reset of Control Device):** Signal 412. It is active (high) for a short duration before the present time.
- 制御装置のスケルチ (Chirp of Control Device):** Signal 416. It is active (high) for a short duration after the present time.
- 単安定 NO.1 (Monostable NO.1):** Signal 418. It is active (high) for a short duration after the present time.
- 単安定 NO.2 (Monostable NO.2):** Signal 420. It is active (high) for a short duration after the present time.
- 422:** A signal that is active (high) for a short duration after the present time.

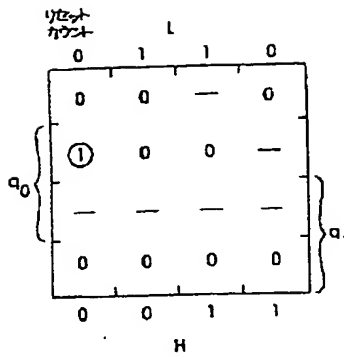
[illegible]

		L				
Q1		0	1	1	0	
Q2	0	0	0	1	1	Q1
	0	0	0	1	1	
	0	1	1	1	1	
	0	1	1	1	1	
		H				
		0	0	1	1	

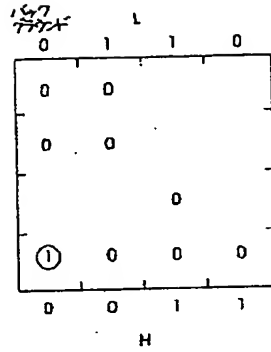
GO	0	1	1	0	
	0	1	0	0	
	0	1	0	0	
	0	0	0	0	
	0	0	0	0	
	0	0	1	1	H



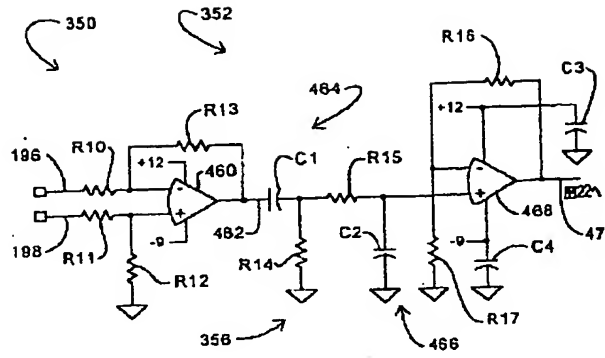
【図18】



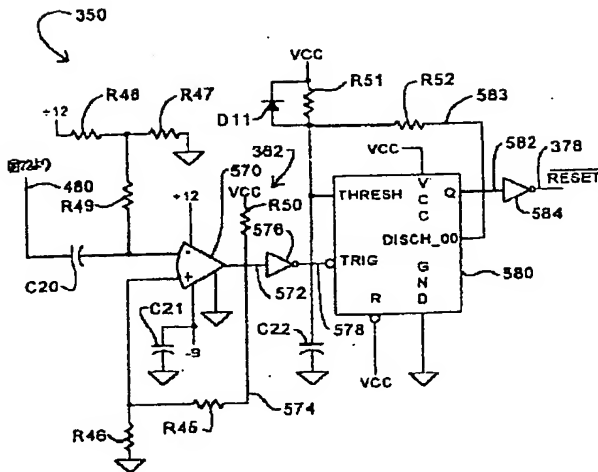
【図20】



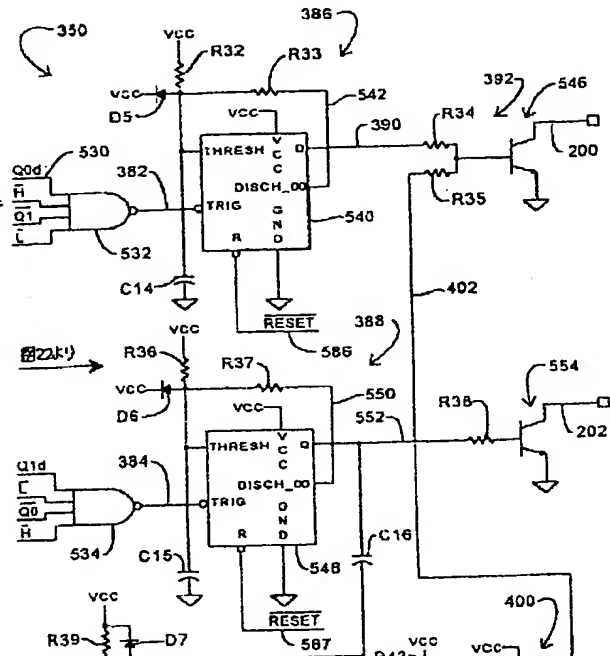
【図21】



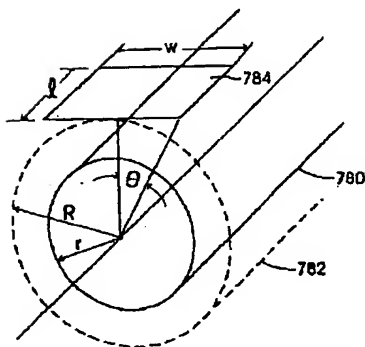
【図24】



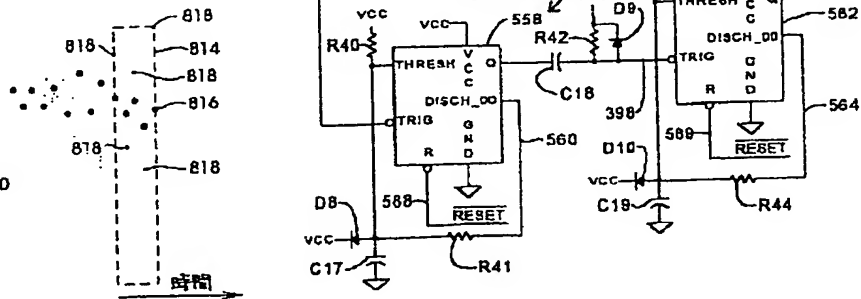
【図23】



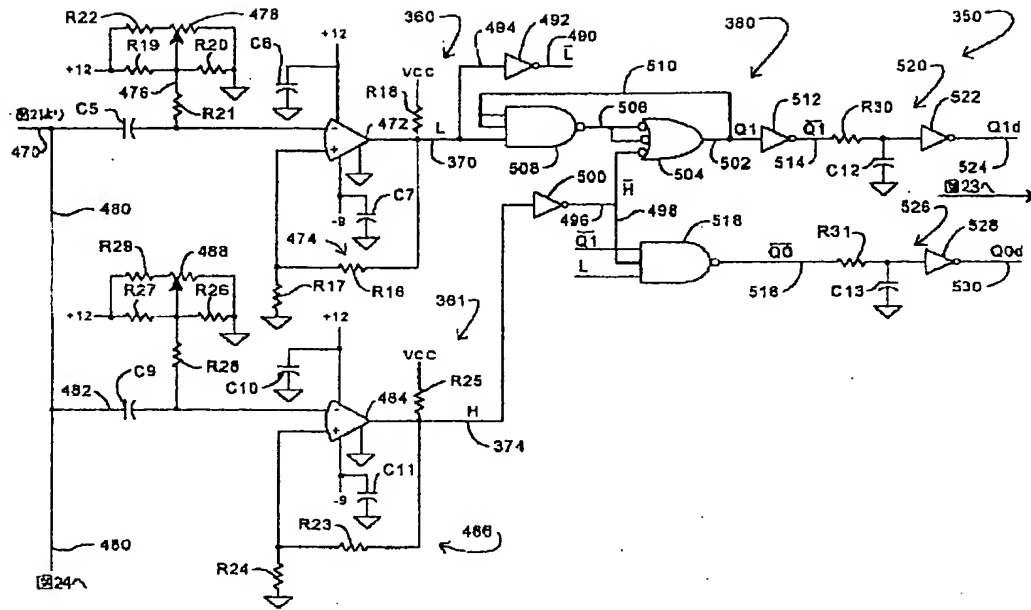
【図29】



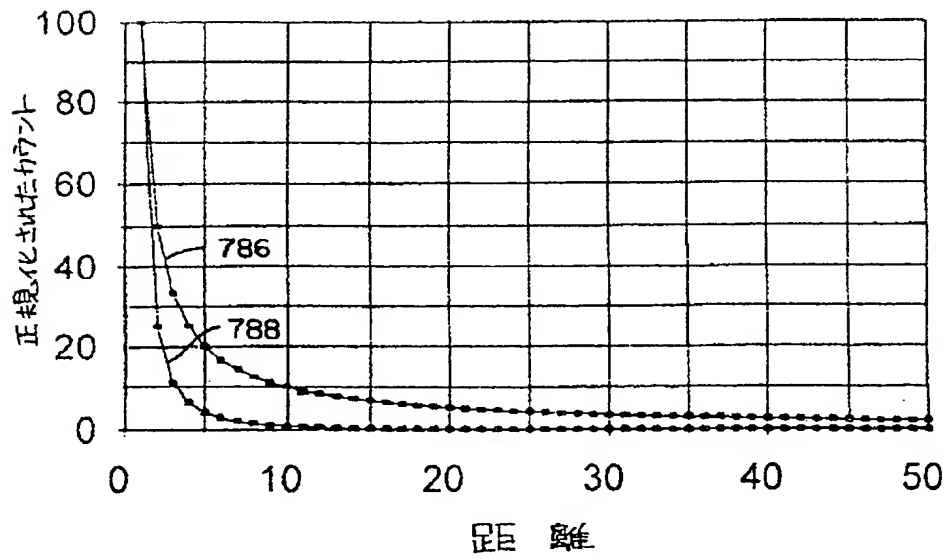
【図35】



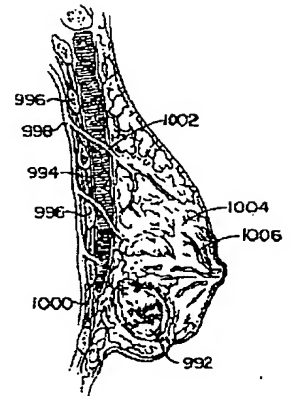
【図 2 2】



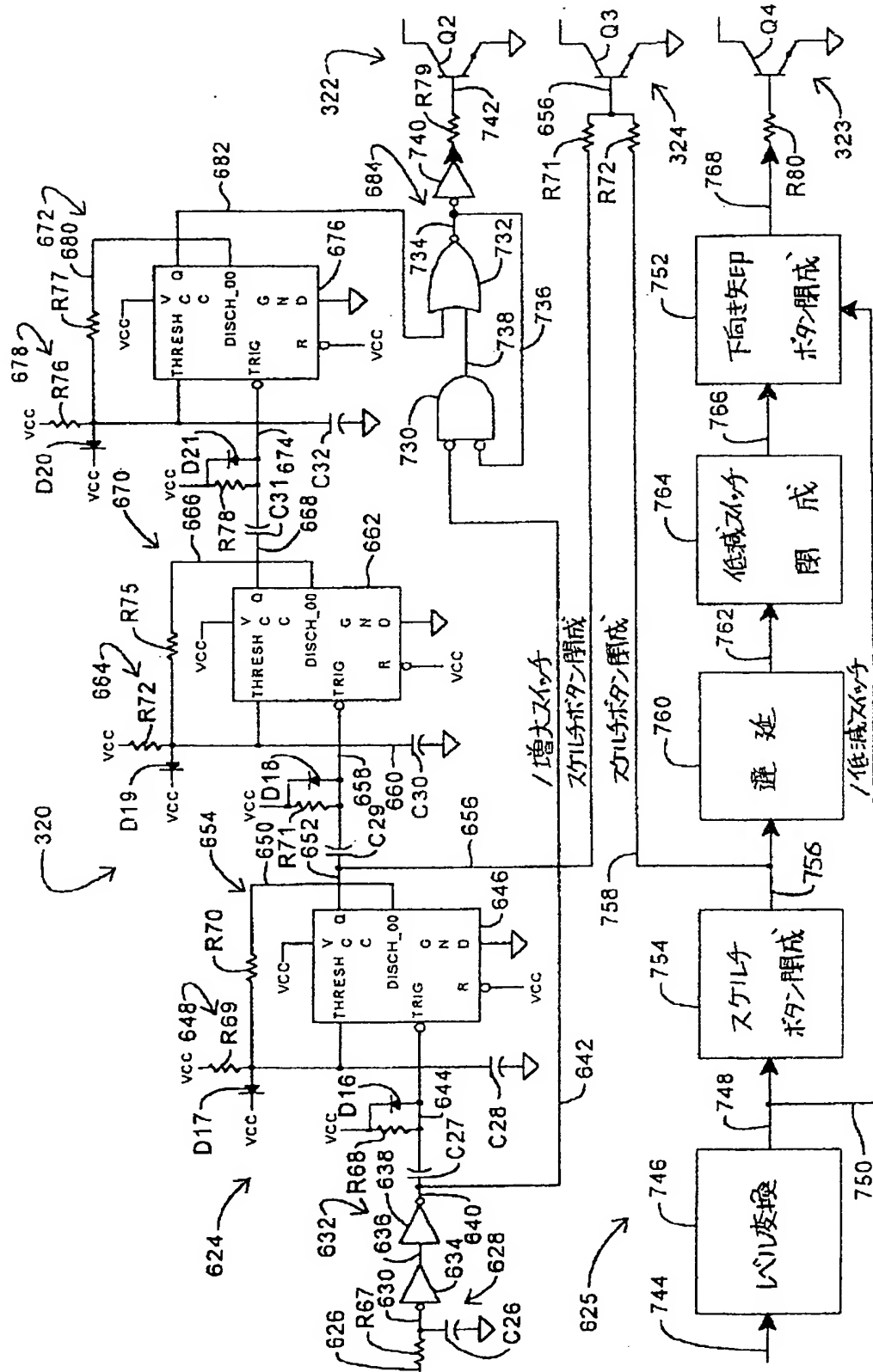
【図 3 0】



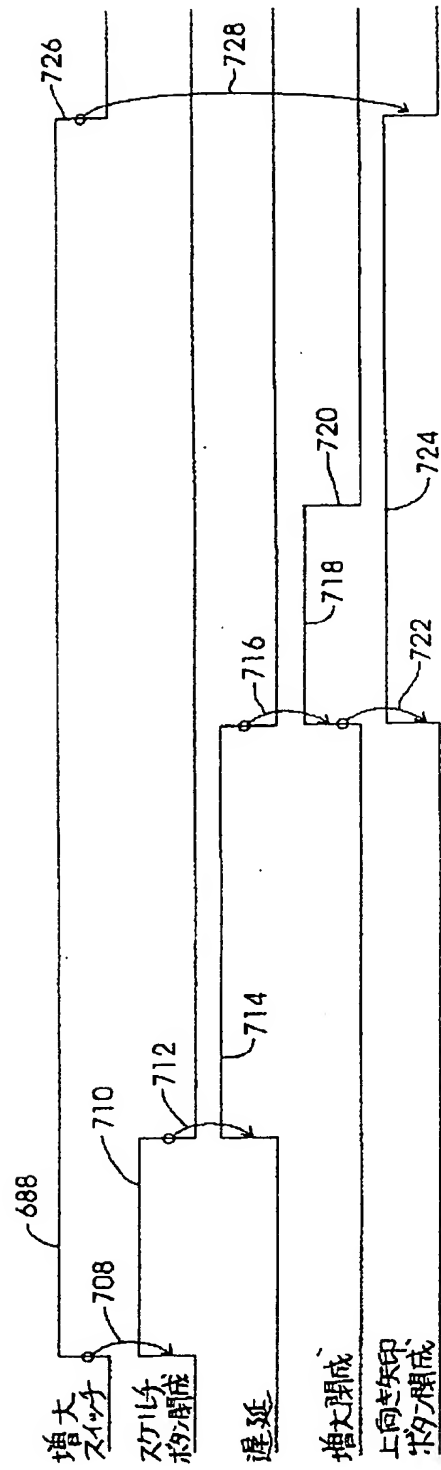
【図 4 3】



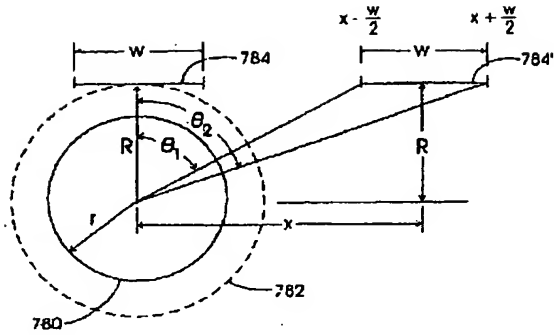
【図26】



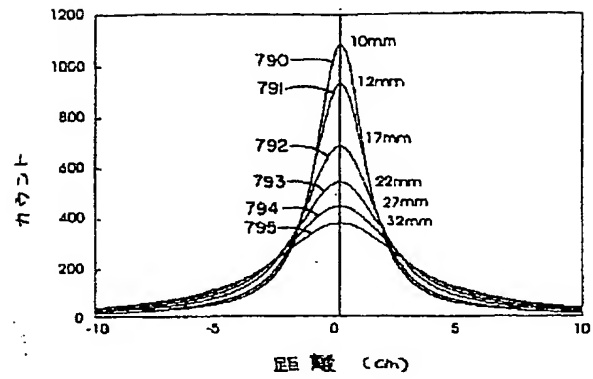
【図 28】



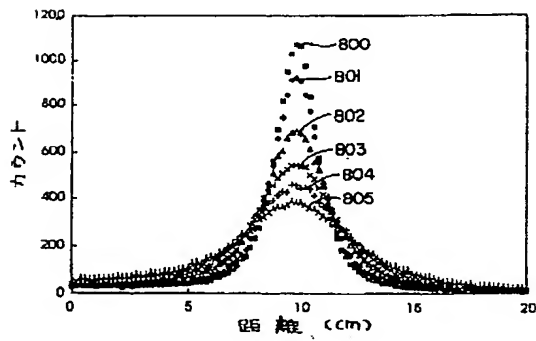
【図31】



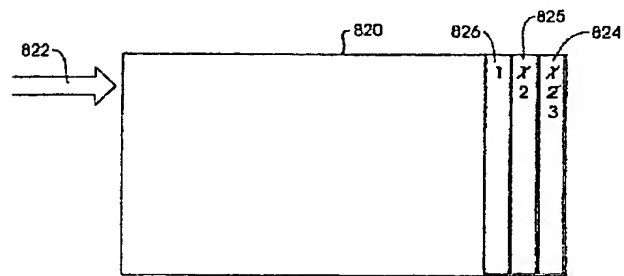
【図32】



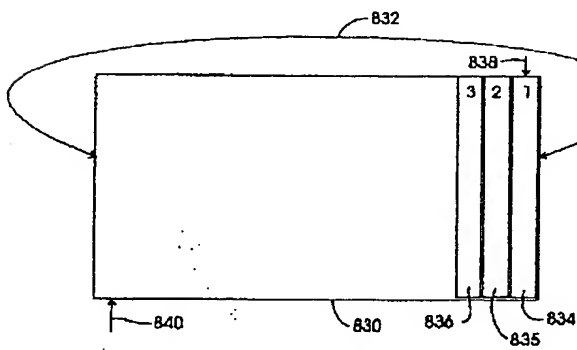
【図33】



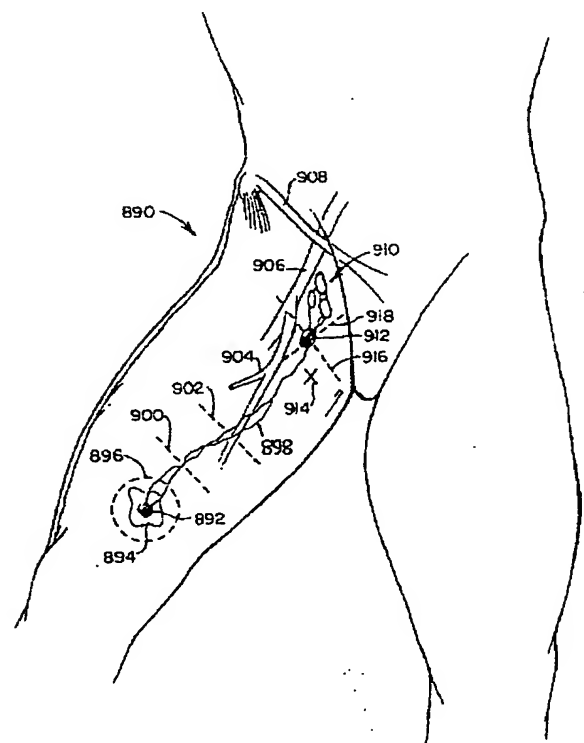
【図36】



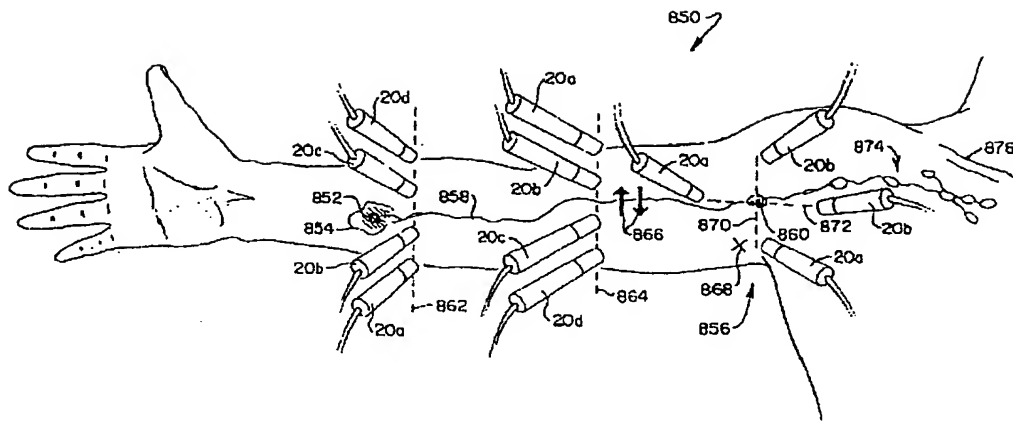
【図37】



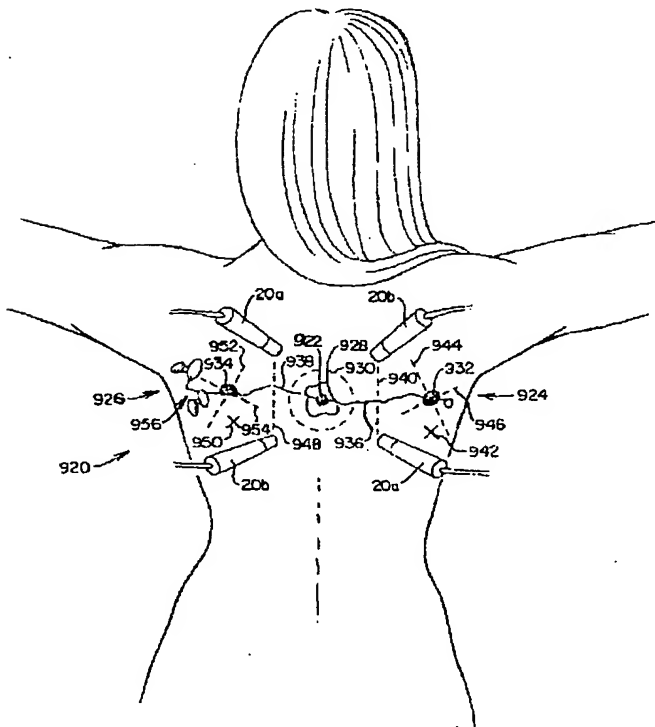
【図39】



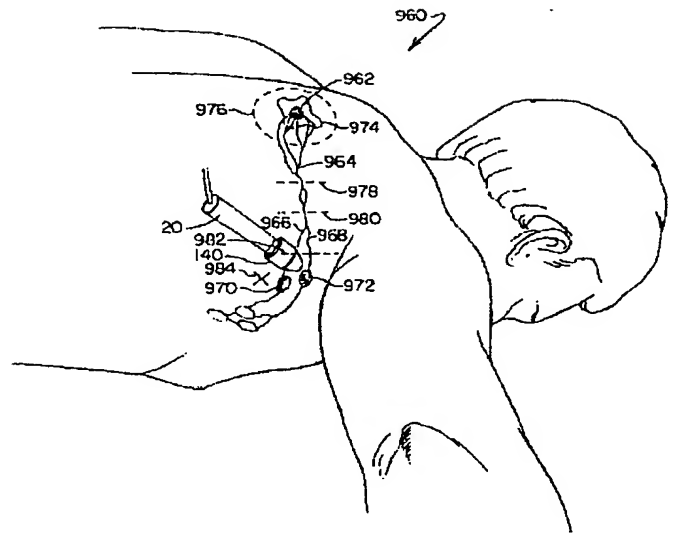
【図 38】



【図 40】

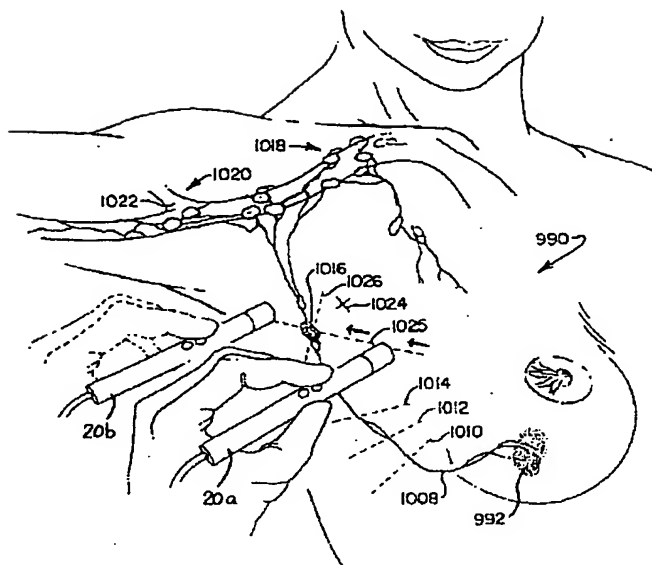


【図 41】





【図42】



フロントページの続き

(72)発明者 カール・ダブリュ・オールソン  
アメリカ合衆国 43085 オハイオ州、ワ  
ーシントン、スティーヴンソン・レーン  
527